

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



**Dosimetria de Feixes de kV Cone Beam CT com dosímetro Cintilador
e Câmara de Ionização**

Joana Isabel Canejo Machado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

Perfil em Radiações em Diagnóstico e Terapia

Dissertação Orientada por:

Doutora M^a Esmeralda Poli, Unidade de Física Médica do Departamento de Oncologia
do Centro Hospitalar Lisboa Norte

Professor Doutor Luís Peralta, Departamento de Física da Faculdade de Ciências da
Universidade de Lisboa

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



**Dosimetria de Feixes de kV Cone Beam CT com dosímetro Cintilador
e Câmara de Ionização**

Joana Isabel Canejo Machado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica

Perfil em Radiações em Diagnóstico e Terapia

Dissertação Orientada por:

Doutora M^a Esmeralda Poli, Unidade de Física Médica do Departamento de Oncologia
do Centro Hospitalar Lisboa Norte

Professor Doutor Luís Peralta, Departamento de Física da Faculdade de Ciências da
Universidade de Lisboa

Agradecimentos

Ao terminar esta Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica e Biofísica resta-me registar os meus sinceros agradecimentos às diferentes pessoas que de várias formas contribuíram para que se tornasse numa realidade.

Aos meus orientadores, *Doutora Maria Esmeralda Poli* e ao *Professor Doutor Luís Peralta*, expresso o meu profundo agradecimento pela orientação e apoio incondicionais, pela compreensão, por toda a exigência e pelos desafios que me foram colocando e que, sem dúvida, muito estimularam o meu desejo de querer, sempre, saber mais e a vontade constante de querer fazer melhor. Agradeço também a oportunidade que me deram para integrar este projecto. Reconheço, com gratidão, a confiança que em mim depositaram, desde o início. Agradeço ainda a amabilidade e boa disposição em todos os momentos.

Aos meus amigos, em especial à *Maria João Martinho* e à *Natália Costa*, pelos intermináveis desabafos, por todo o encorajamento e pela partilha de bons momentos. Obrigada pela amizade, companhia e afecto.

Ao meu *José*, por ser o meu anjo da guarda e ser parte de mim, agradeço todo o companheirismo em todas as horas, todo o incentivo, e apoio durante todo este longo percurso. Um agradecimento especial pelo carinho diário, pelas palavras doces e pela transmissão de confiança e de força, em todos os momentos. Obrigada por sempre acreditares em mim, por todo o amor e dedicação.

À minha Família, por terem sido o meu porto seguro em todas as minhas aventuras, em especial aos *meus Pais* e ao *meu Irmão* um enorme obrigada por acreditarem sempre em mim e naquilo que faço. Espero que esta etapa, que agora termino, possa, de alguma forma, retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação que, constantemente, me oferecem ao longo destes anos.

Não posso deixar de mencionar os *meus Avós* que foram e sempre serão a minha grande fonte de inspiração e apesar de já não estarem presentes, sei que estão orgulhosos de mim.

*1

A todos eles, dedico todo este trabalho,

Muito Obrigada

¹ O autor desta Dissertação não escreve segundo o novo Acordo Ortográfico.

A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo.

Albert Einstein

Resumo

A radioterapia guiada por imagem (IGRT) surgiu devido à necessidade de uma maior precisão no posicionamento do paciente. A IGRT pode utilizar a técnica de imagem kV-CBCT que permite uma completa representação tridimensional da estrutura óssea do paciente e de outras interfaces teciduais de interesse para a radioterapia e que podem ser comparadas com as imagens de CT de simulação. O volume reconstruído em 3D usa-se para verificar e corrigir a posição do paciente na mesa do acelerador linear relativamente à posição do mesmo na CT de simulação. Esta técnica permite assim introduzir correcções perante movimentos do tumor durante a sessão de tratamento. No entanto, para obter as imagens por kV-CBCT utiliza-se radiação ionizante que não é actualmente contabilizada da forma correcta, sendo por isso, necessária uma monitorização da dose administrada ao paciente.

No âmbito hospitalar os dosímetros usados para efectuar medições de dose são: díodos, MOSFET, as câmaras de ionização, dosímetros de cintilação orgânicos e inorgânicos, dosímetros termoluminescentes (TLD's) e os dosímetros de *optically stimulates luminescence* (OSL) e os filmes dosimétricos. De acordo com a literatura o dosímetro cintilador de plástico apresenta múltiplas vantagens, como por exemplo, boa linearidade e sensibilidade na gama de energias que serão utilizadas (100-120 kV) e são (quase) transparentes em imagens radiográficas. O dosímetro cintilador de plástico pode ser uma mais-valia na quantificação da dose em kV-CBCT.

Este trabalho tem como objectivo a construção de um protótipo do dosímetro cintilador de plástico e a sua validação em feixes kV-CBCT.

Para a validação do dosímetro cintilador de plástico, os resultados da quantificação de dose obtidos por este dispositivo foram comparados com os obtidos por uma câmara de ionização e por um MOSFET.

A relação linear entre os valores obtidos com o dosímetro cintilador de plástico e os outros dosímetros mostram que o dosímetro de plástico pode tornar-se uma opção viável em meio clínico para medições de dose e poderá ainda ser usado para estudar os métodos actualmente utilizados para indicar dose proveniente de imagens de kV-CBCT.

Palavras-Chave: kV-CBCT; Dosímetro Cintilador de plástico; Dosimetria; Dose; Câmara de Ionização.

Abstract

Radiotherapy image guided (IGRT) arose from the need for greater precision in patient positioning. The IGRT uses the kV-CBCT imaging technique which allows a complete three-dimensional representation of the bone structure of the patient and other target tissue interfaces that can be compared with the CT simulator images. The volume reconstructed in 3D is used to check and correct the patient's position on the treatment couch of the linear accelerator relative to his position in the CT simulator. This technique allows corrections towards the tumour movement during treatment session. However, to obtain kV-CBCT images it is used ionizing radiation which is not recorded correctly in the current days, and therefore it is required a monitoring of the administered dose to the patient.

In clinical environment, various types of dosimeters are used to make dose measurements. Those dosimeters are: diodes, MOSFETs, the ionization chambers, organic and inorganic scintillation dosimeters, thermoluminescent dosimeters (TLDs), dosimeters optically stimulate luminescence (OSL) and dosimetric films. According to the literature the plastic scintillator dosimeter has several advantages, such as good linearity and sensitivity in the range of energies to be used (100-120 keV) and is (almost) transparent in radiographic images. The plastic scintillator dosimeter could be an asset to quantify the kV-CBCT dose.

The main aim of this work is to build a replica of the plastic scintillator dosimeter and get its validation in kV-CBCT beams.

To validate the scintillator plastic dosimeter, the results of dose measurement obtained by this device are compared with those obtained by an ionization chamber and a MOSFET. If the results presented a linear relationship, the plastic scintillator dosimeter can become a viable option in clinical environment for dose measurements and may also be used to study the methods currently used for indicating dose from kV-CBCT images.

Key-words: kV-CBCT; Scintillator plastic dosimeter; Dosimetry; Dose; Ionization Chamber.

Conteúdo

AGRADECIMENTOS	II
RESUMO.....	VI
ABSTRACT.....	VIII
LISTA DE FIGURAS.....	XII
LISTA DE TABELAS	XIV
LISTA DE ACRÓNIMOS.....	XVI
CAPÍTULO I. INTRODUÇÃO E OBJECTIVOS	1
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJECTIVOS.....	2
CAPÍTULO II. ENQUADRAMENTO TEÓRICO	3
1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	3
1.1. <i>Transferência de energia</i>	3
1.2. <i>Dose Absorvida</i>	3
1.3. <i>Teria de Bragg-Gray</i>	3
1.4. <i>Calibração</i>	4
1.4.1. <i>Dose absorvida em água</i>	4
1.4.2. <i>Correcção para a qualidade de feixe de radiação, $k_{Q,Q0}$</i>	5
2. DOSIMETRIA EM KV	6
2.1. <i>Situação actual da incidência de dose devido às exposições médicas em imagiologia médica</i> 6	
2.2. <i>Computed Tomography, CT</i>	7
2.3. <i>Cone Beam Computed Tomography, CBCT</i>	8
2.4. <i>CBCT em Radioterapia Guiada por Imagem</i>	8
2.5. <i>Dosimetria actual em kV-CBCT</i>	9
2.6. <i>CBDI</i>	10
3. DOSÍMETROS DE RADIAÇÃO.....	11
3.1. <i>Propriedades dos Dosímetros</i>	11
3.1.1. <i>Exactidão e Precisão</i>	11
3.1.2. <i>Linearidade</i>	12
3.1.3. <i>Sensibilidade</i>	12
3.1.4. <i>Estabilidade</i>	12
3.1.5. <i>Dependência Energética</i>	12
3.1.6. <i>Dependência Direcional</i>	12
3.1.7. <i>Resolução Espacial</i>	12
3.1.8. <i>Leitura</i>	13
3.2. <i>Câmaras de Ionização</i>	13
3.2.1. <i>Electrómetro</i>	14
3.3. <i>Filmes Radiocrómicos</i>	15
3.4. <i>MOSFET</i>	15
3.5. <i>Dosímetros Cintiladores de Plástico</i>	15
3.5.1. <i>Processo de Cintilação</i>	16
3.5.2. <i>Componentes do Dosímetro Cintilador de Plástico</i>	16
CAPÍTULO III. MATERIAIS	19

1. X-RAY VOLUME IMAGING (XVI)	19
2. DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO.....	20
2.1. Fonte de Tensão.....	22
2.2. Amplificador de Carga	24
3. CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	25
3.1. Protocolo Europeu versus o Protocolo Americano	25
3.1.1. Correção da Temperatura e Pressão	26
3.1.2. Correção da Polaridade.....	26
4. ELECTRÓMETRO.....	28
5. MOSFET	29
6. FILME RADIOCRÓMICO.....	29
7. FANTOMAS	29
CAPÍTULO IV. MÉTODOS.....	31
1. TESTES EM FEIXES PLANARES	31
1.1. Half-Value Layer, HVL	31
1.2. Comparação do sinal do Dosímetro Cintilador de Plástico com a Câmara de Ionização	34
1.3. Estimativa de Dose Absoluta com o Dosímetro Cintilador de Plástico	35
1.4. Estimativa de Dose Absoluta com Câmara de Ionização	36
1.5. Estimativa de Dose Absoluta com o MOSFET	37
1.6. Teste de Simetria/Homogeniedade com Filme Radiocrômico.....	38
2. Testes em Feixes Cónicos	38
2.1. Dose Absorvida num fantoma de CT com o Dosímetro de Cintilador de Plástico	38
2.2. Dose Absorvida num fantoma de CT com a Câmara de Ionização	40
CAPÍTULO V. RESULTADOS OBTIDOS E DISCUSSÃO	45
1. TESTES EM FEIXES PLANARES	45
1.1. Half-Value Layer, HVL.....	45
1.2. Comparação do sinal do Dosímetro Cintilador de Plástico com a Câmara de Ionização	51
1.3. Comparação dos Dosímetros	52
2. TESTES EM FEIXES CÓNICOS	53
CAPÍTULO VI. CONCLUSÃO.....	55
REFERÊNCIAS	57
ANEXOS.....	61

Lista de Figuras

FIGURA II-1. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA POR MILHÕES DE PESSOAS [15]	6
FIGURA II-2. ESQUEMA DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO [3]	13
FIGURA II-3. ESQUEMA ELECTRÓNICO DE UM ELECTÓRMETRO [3]	14
FIGURA III-1. EQUIPAMENTO XVI DA ELEKTA SYNERGY (A CINZENTO ESCURO NA IMAGEM) [44]	19
FIGURA III-2. DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO ONDE SE PODE OBSERVAR O CINTILADOR ENVOLTO POR UMA PELÍCULA BRANCA E POSTERIORMENTE POR UMA MANGA PRETA	20
FIGURA III-3. INTERIOR DA CAIXA CONTENDO O FOTOMULTIPLICADOR E O SISTEMA DE FIXAÇÃO DO CABO ÓPTICO.....	22
FIGURA III-4. ESQUEMA DO MÓDULO DE BAIXA TENSÃO	23
FIGURA III-5. MÓDULO DE ALTA TENSÃO	23
FIGURA III-6. EXTERIOR E INTERIOR DA FONTE DE ALTA TENSÃO	23
FIGURA III-7. EXTERIOR E INTERIOR DO AMPLIFICADOR DE CARGA	24
FIGURA III-8. ESQUEMA DO AMPLIFICADOR DE CARGA (ESQUEMA À ESQUERDA). À DIREITA ENCONTRA-SE O ESQUEMA DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO REALIZADA COM BASE EM DUAS PILHAS DE 9 V E DIODOS DE ZENER, QUE DE FORMA SIMPLES PERMITEM ALIMENTAR O AMPLIFICADOR OPERACIONAL LMC6041 COM $\pm 5V$	24
FIGURA III-9. FANTOMA DESENHADO E DESENVOLVIDO NO LABORATÓRIO DA FACULDADE DE CIÊNCIAS DA UNIVERSIDADE DE LISBOA	29
FIGURA III-10. EXEMPLO DO FANTOMA CONSTRUÍDO PARA O DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO.	30
FIGURA III-11. FANTOMA UTILIZADO PARA REPRESENTAR O CORPO COM 32 CM DE DIÂMETRO.	30
FIGURA IV-1. DIMENSÕES DO COLIMADOR DE CERROBEND (NÃO SE ENCONTRA À ESCALA REAL)	31
FIGURA IV-2. ESQUEMA DO SETUP 1	32
FIGURA IV-3. ESQUEMA DO SETUP 2	32
FIGURA IV-4. DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO NO INTERIOR DO FANTOMA.....	35
FIGURA IV-5. SETUP PARA ESTIMAR A DOSE ABSORVIDA NO MEIO PELO DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO	36
FIGURA IV-6. SETUP PARA ESTIMAR A DOSE ABSORVIDA NO MEIO PELA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	37
FIGURA IV-7. SETUP PARA ESTIMAR A DOSE POR MOSFETs	37
FIGURA IV-8. FILME RADIOCRÓMICO GAPHCHROMIC EBT3	38
FIGURA IV-9. SETUP PARA ESTIMAR A DOSE NUM FANTOMA DE CT	40
FIGURA IV-10. SETUP DA MEDIDA DO CBDI	41
FIGURA IV-11. SISTEMA DE COORDENADAS SEGUNDO A IEC.....	42
FIGURA V-1. CARGA MEDIDA COM A CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE MEDIDA EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DE ALUMÍNIO PARA O 1º SETUP.....	47
FIGURA V-2. RELAÇÃO ENTRE CARGA (PC) COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE MEDIDA E ESPESSURA (MM) PARA O 2º SETUP.	49
FIGURA V-3. RELAÇÃO ENTRE A CARGA OBTIDO COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE MEDIDA E A ESPESSURA EM COBRE DAS FOLHAS INTERPOSTAS NO FEIXE.	50

FIGURA V-4. SINAL DO DOSIMETRO DE CINTILADOR EM FUNÇÃO DA DOSE MEDIDA COM A CÂMARA DE IONIZAÇÃO PARA FEIXES DE 100 E 120 kV. AS RECTAS CORRESPONDEM A UM AJUSTE LINEAR DOS PONTOS.	51
FIGURA ANEXOS-1. SINAL DO DOSIMETRO DE CINTILADOR EM FUNÇÃO DA DOSE MEDIDA COM A CÂMARA DE IONIZAÇÃO PARA FEIXES DE 26 E 35 kV. AS RECTAS CORRESPONDEM A UM AJUSTE LINEAR DOS PONTOS	61
FIGURA ANEXOS -2. PRIMEIRA PARTE DO PROTOCOLO DA IAEA TRS-398	62
FIGURA ANEXOS -3. SEGUNDA PARTE DO PROTOCOLO DA IAEA TRS-398	63
FIGURA ANEXOS -4. PRIMEIRA PARTE DO PROTOCOLO DA AAPM TG-61	64
FIGURA ANEXOS -5. 1º SETUP PARA MEDIDA DO HVL.....	65
FIGURA ANEXOS -6. 2º SETUP PARA MEDIDA DO HVL.....	65
FIGURA ANEXOS -7. ESQUEMA DOS COLIMADORES UTILIZADOS NESTE TRABALHO	66

Lista de Tabelas

TABELA III-1. CARACTERÍSTICAS DO CINTILADOR [48]	21
TABELA III-2. CARACTERÍSTICAS PRINCIPAIS DO CABO ÓPTICO [49]	21
TABELA III-3. CARACTERÍSTICAS DO FOTOMULTIPLICADOR [50]	22
TABELA IV-1. CONDIÇÕES AMBIENTAIS INICIAIS DA SALA DE TESTE PARA CADA SETUP	32
TABELA IV-2. CONDIÇÕES AMBIENTAIS FINAIS DA SALA DE TESTE PARA CADA SETUP	33
TABELA IV-3. CARACTERÍSTICAS DO PRESET UTILIZADO PARA POSICIONAR A CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	33
TABELA IV-4. CARACTERÍSTICAS DO PRESET UTILIZADO NA CALIBRAÇÃO DO DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO	34
TABELA IV-5. CONDIÇÕES DE TEMPERATURA, PRESSÃO E HUMIDADE NA SALA DE TRATAMENTOS	34
TABELA IV-6. CARACTERÍSTICAS DO PRESET UTILIZADO PARA ESTIMAR A DOSE ABSOLUTA COM O DOSÍMETRO CINTILADOR DE PLÁSTICO	35
TABELA IV-7. CONDIÇÕES DE TEMPERATURA, PRESSÃO E HUMIDADE NA SALA DOS TESTES..	35
TABELA IV-8. CARACTERÍSTICAS DOS PRESETS PARA O ESTUDO DA DOSE ABSORVIDA NUM FANTOMA DE CT.....	39
TABELA IV-9. CONDIÇÕES DE TEMPERATURA, PRESSÃO E HUMIDADE NA SALA DE TESTES.....	39
TABELA IV-10. CARACTERÍSTICAS DOS PRESETS UTILIZADOS PARA ESTIMAR O CBDI.....	41
TABELA IV-11. CONDIÇÕES AMBIENTAIS NA SALA DE TESTES PARA OS DIFERENTES PRESETS .	42
TABELA V-1. RESULTADOS OBTIDOS COM A CÂMARA DE REFERÊNCIA PARA O 1º SETUP COM PLACAS DE ALUMÍNIO. AS MEDIDAS FORAM REALIZADAS 20 DE FEVEREIRO DE 2016	46
TABELA V-2. RESULTADOS OBTIDOS COM A CÂMARA DE REFERÊNCIA PARA O 2º SETUP COM PLACAS DE ALUMÍNIO. AS MEDIDAS FORAM REALIZADAS 20 DE FEVEREIRO DE 2016.	48
TABELA V-3. RESULTADOS OBTIDOS COM AS PLACAS DE COBRE (Cu).	50
TABELA V-4. RESULTADOS OBTIDOS PARA O HVL	50
TABELA V-5. RECTAS DE AJUSTE LINEAR REALIZADA AOS DOSÍMETROS CINTILADORES DE PLÁSTICO COMO UMA FUNÇÃO DA DOSE DENTRO DE UM FANTOMA DE PMMA QUANDO IRRADIADO NO SISTEMA XVI DA ELEKTA.....	52
TABELA V-6. COMPARAÇÃO ENTRE OS DOSÍMETROS DA DOSE OBTIDA COM UM FEIXE DE 120 kV	52
TABELA V-7. CBDI OBTIDO PELA CÂMARA DE IONIZAÇÃO PARA O PRESET PROSTATE M15	53
TABELA V-8. CBDI OBTIDO PELA CÂMARA DE IONIZAÇÃO PARA O PRESET MOD HEAD&NECK S20.....	53
TABELA V-9. CBDI OBTIDO PELO CINTILADOR DE PLÁSTICO PARA O PRESET PROSTATE M15	54
TABELA V-10. CBDI OBTIDO PELO CINTILADOR DE PLÁSTICO PARA O PRESET MOD HEAD&NECK S20.....	54
TABELA ANEXOS-1. CAMPO DE VISÃO E RESPECTIVA DESCRIÇÃO	66
TABELA ANEXOS-2. DIFERENTES COMPRIMENTOS AXIAIS DO CAMPO UTILIZADOS NESTE TRABALHO	66

Lista de Acrónimos

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

4D - Quadrimensional

AAPM - Associação Americana de Físicos em Medicina (do inglês *American Association of Physicists in Medicine*)

CBDI - Índice de dose do Cone Beam (do inglês *Cone Beam CT dose index*)

CT de Simulação – Tomógrafo Computorizado de Simulação de Tratamento (do inglês *Computed Tomography Simulator*);

CTDI - Índice de dose de CT (do inglês *Computed tomography dose index*)

CTDI₁₀₀ - Índice de dose de comprimento em CT

CTDI_{vol} - Índice de dose de volume de CT

CTDI_w - Índice de dose ponderada em CT

EURADOS - Grupo Europeu de Dosimetria Radiológica

FDA - Órgão governamental dos Estados Unidos da América responsável pelo controlo dos alimentos, medicamentos, equipamentos médicos, entre outros (do inglês *Food and Drug Administration*)

FET - Transistor de Efeito de Campo (do inglês *Field-effect transistor*)

FKP - Função do Teclado (do inglês *Function Keypad*)

FOV - Campo de Visão (do inglês *Field of View*)

HHC – Controlador de mão (do inglês *Hand Held Computer*)

HVL - Camada semi redutora (do inglês *Half-Value Layer*)

IAEA – Agência Internacional de Energia Atómica (do inglês *International Atomic Energy Agency*)

ICRP – Comissão Internacional de Protecção Radiológica (do inglês *International Commission on Radiological Protection*)

IGRT - Radioterapia guiada por imagem (do inglês *Radiotherapy image guided*)

kV-CBCT - Tomografia computadorizada de feixe cônico em “quilovoltagem” (do inglês *kilovoltage - Cone Beam Computed Tomography*)

LINAC – Acelerador Linear de Partículas (do inglês *Linear particle accelerator*)

MOSFET - Transistor de efeito de campo metal - óxido – semicondutor (do inglês *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*)

MSAD - Dose média de varrimento múltipla (do inglês *Multiple Scan Average Dose*)

MV-CBCT - Tomografia computadorizada de feixe cônico em “megavoltagem” (do inglês *Megavoltage - Cone Beam Computed Tomography*)

OSL - Dosímetro Opticamente Estimulado (do inglês *Optically stimulated luminescence dosimeter*)

PDD - Percentagem de dose Profunda (do inglês *Percentage depth dose*)

PMMA - Polimetil-metacrilato (do inglês *Poly(methyl methacrylate)*)

PMT - Tubo fotomultiplicador (do inglês *Photomultiplier tube*)

Preset - Conjunto de características do teste efectuado

PVC - Policloreto de vinila (do inglês *Polyvinyl chloride*)

PVT – Polivinil Tolueno (do inglês *Polyvinyl toluene*)

Setup - Configuração do arranjo experimental (equipamenntos dosimétricos e de feixe)

SSD - Distância fonte-superfície (do inglês *Source Surface Distance*)

TLD - Dosímetros termoluminescentes (do inglês *Thermoluminescent dosimeter*)

TPS - Sistema de planeamento do tratamento (do inglês *Treatment planning system*)

WHO – Organização Mundial de Saúde (do inglês *World Health Organization*)

Capítulo I. Introdução e Objectivos

1. Introdução

Desde a descoberta dos raios-X por Roentgen em 1895, o interesse pela aplicação de processos físicos para estudar o corpo humano aumentou. O contínuo estudo do diagnóstico radiológico levou à inovação de imagens médicas através da progressão tecnológica. A imagiologia médica levou a melhorias no diagnóstico e tratamento de várias doenças em adultos e crianças.

Existem diversos tipos de equipamentos ou procedimentos de imagens médicas, cada um utiliza diferentes tecnologias e técnicas. A tomografia computadorizada (CT), a fluoroscopia e radiografia (técnica convencional de raios-X, incluindo mamografia) são exemplos de técnicas que usam radiação ionizante para gerar imagens do corpo.

Rapidamente tornou-se perceptível que aplicação de raios-X para imagens médicas ou o uso de radiação ionizante em tecido vivo era um risco e poderia causar graves lesões biológicas. A medição da radiação, a sua interacção com a matéria e os seus efeitos biológicos levaram a estudos aprofundados de dosimetria de radiação.

É neste contexto que entram os físicos médicos que desempenham um papel fundamental no controlo de qualidade dos equipamentos e técnicas utilizadas na imagiologia, radioterapia e medicina nuclear, assim como na protecção radiológica do *staff* e pacientes submetidos a exames de diagnóstico. Sem a presença de profissionais especializados correm-se vários riscos: o paciente pode receber uma dose incorrecta comprometendo o seu tratamento ou a qualidade do seu exame de diagnóstico, a equipa médica e o público podem estar em risco de exposição à radiação e em casos extremos, o processo pode levar a acidentes como o caso Epinal em França [1].

Devido a todos os problemas que as radiações ionizantes podem causar a Dosimetria ganhou uma grande importância. A acção das radiações é cada vez mais motivo de estudo devido aos seus efeitos em seres vivos. As interacções físicas dos diversos tipos de radiação ionizante desencadeiam fenómenos químicos e biológicos que podem ocorrer até muito tempo após a irradiação com consequências extremas. A Dosimetria teve maior desenvolvimento na última década e meia muito devido ao aumento do tratamento por radioterapia. Médicos nucleares e físicos médicos são responsáveis por pacientes que incorporam material radioactivo, pela dosagem da radiação bem como pela radioprotecção dos funcionários e público. Também acabam por avaliar o cumprimento de regras de segurança sendo responsável pelos cálculos dosimétricos que estimam a dose que chega às pessoas.

É necessária a utilização de técnicas de dosimetria para caracterizar as doses de radiação para os pacientes e para monitorizar o desempenho dos equipamentos. Com base na discussão anterior sobre os possíveis efeitos e riscos induzidos por radiação, as seguintes quantidades dosimétricas para a imagiologia médica e em particular para CT são apresentadas [2].

A dose absorvida é uma grandeza física que caracteriza a absorção da radiação por um meio material, sendo definida como a razão entre a energia depositada num pequeno volume de material e a sua massa.

Os efeitos biológicos de uma dose absorvida de uma dada magnitude depende do tipo de radiação entregue, da energia desta e da quantidade de radiação absorvida e do meio que absorve. Esta variação no efeito é devido às diferenças no modo como os diferentes tipos de radiação interagem com o tecido.

2. Objectivos

Esta tese de Mestrado teve lugar no Departamento de Física da Faculdade de Ciências e no Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria em Lisboa.

A Tese tem como objectivo principal a realização da dosimetria de feixes de kV-CBCT com dosímetro cintilador de plástico e câmara de ionização. De forma a alcançar o objectivo principal apresentam-se os seguintes objectivos secundários:

- A construção de um protótipo do dosímetro cintilador de plástico e a sua respectiva validação para a quantificação da dose a que as pessoas são expostas aquando exames de kV-CBCT na ordem dos 120 kV. Com este dosímetro operacional pretende-se viabilizar uma alternativa para avaliação da dose proveniente de equipamentos de imagem de raios-X;
- Medições de CDBI em fantasmas antropomórficos com a câmara de ionização e com o dosímetro cintilador.

Para atingir os objectivos pretendidos, foram delineadas diferentes etapas. Uma primeira fase entre os meses de Setembro e Dezembro de 2015, em que se destacam 4 etapas iniciais e fulcrais para o seguimento do trabalho. O trabalho teve início com uma análise bibliográfica. Posteriormente, após alguns conhecimentos adquiridos a segunda etapa passou pelo acompanhamento do controlo de qualidade do acelerador linear da Elekta Synergy no Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria a fim de me familiarizar com os equipamentos, tomar conhecimento das normas de protecção radiológica do serviço e conhecer um pouco do trabalho da equipa de física deste Hospital. Paralelamente a este acompanhamento foram realizadas a terceira e quarta etapas: construiu-se novo protótipo do dosímetro cintilador de plástico e foram realizados testes iniciais com o mesmo. A última etapa inclui diversos passos: determinação do HVL dos equipamentos hospitalares; dosimetria com câmara de ionização, filmes radiocrómicos e MOSFET; comparação dos resultados obtidos com o cintilador e com os restantes dosímetros para validação do dosímetro; e, por fim, medições de CDBI em fantasmas antropomórficos com a câmara de ionização e com o dosímetro cintilador.

Capítulo II. Enquadramento Teórico

1. Fundamentos Teóricos

A radiação interage com a matéria e uma série de processos onde a energia da partícula incidente é convertida e depositada na matéria. Neste capítulo serão apresentadas as quantidades dosimétricas que são abordadas e estudadas neste trabalho. Durante o trabalho serão aprofundadas outras quantidades de interesse no desenvolvimento do mesmo.

1.1. Transferência de energia

O Kerma é a quantidade que caracteriza a energia cinética das partículas carregadas libertadas por partículas não carregadas por unidade de massa. É uma quantidade não estocástica aplicável indirectamente às radiações ionizantes como fotões e neutrões.

1.2. Dose Absorvida

Do ponto de vista biológico a grandeza mais significativa é a dose absorvida. A dose absorvida é uma quantidade não estocástica [3].

A dose absorvida é definida como a energia média, $d\bar{\epsilon}$, depositada pelas radiações ionizantes à matéria de massa, dm , num volume, V , finito por [3]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{II-1})$$

Onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada no material de massa m . Para a dose absorvida, além da energia depositada directamente por partículas directamente ionizantes, contribui a energia depositada pelos electrões secundários colocados em movimento pela radiação primária ao longo do seu percurso, excluindo toda a energia que escapa do volume de contabilização sob a forma de energia radiante, isto é, excluindo a energia dos fotões de Bremsstrahlung e raios- γ característicos [3]. A unidade de dose absorvida é o joule por quilograma e o nome é o gray (símbolo Gy).

Pode definir-se também a taxa de dose absorvida (\dot{D}) [3]:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{II-2})$$

, cujas unidades são Gy s^{-1} .

1.3. Teoria de Bragg-Gray

Esta teoria relaciona a dose na cavidade com a dose no meio onde está inserida a cavidade [3,4].

Considerando as condições da teoria de Bragg-Gray, se a composição química da cavidade não muito diferente do meio em que ela está inserida e a presença da cavidade não altera a fluência de electrões do meio a seguinte relação para a dose do meio, D_{meio} , é satisfeita [3,7]:

$$D_{\text{meio}} = D_g \left(\frac{\dot{S}}{\rho} \right)_g^m \quad (\text{II-3})$$

,onde D_{meio} é a dose absorvida no meio na ausência da cavidade, D_g é a dose na cavidade e $\left(\frac{\dot{S}}{\rho}\right)_g^m$ é a razão dos poderes de paragem mássicos para o meio e para o gás [3,7]. A dose no gás pode ser obtida a partir da expressão $J_g \frac{\dot{W}}{e}$ onde J_g é a carga produzida no gás por unidade de massa, W é a energia média para produzir um par electrão-ião no gás e e é a carga elementar [10]. A teoria de Bragg-Gray permite obter a dose absorvida num meio a partir das medidas realizadas por uma câmara de ionização.

1.4. Calibração

Para garantir a fiabilidade nas medições de qualquer grandeza foram criados padrões. Estes podem ser classificados como padrões primários ou secundários. Os padrões de uma determinada grandeza existentes num laboratório de referência são intercomparados com os padrões existentes noutros laboratórios de referência garantindo assim a fiabilidade e a rastreabilidade da medida feita pelos instrumentos calibrados nesse laboratório [11].

Uma câmara de ionização de referência deve ser calibrada num feixe de qualidade de referência Q_0 , em intervalos de 2 ou 3 anos ou sempre que o utilizador necessitar [11]. A calibração de câmaras de ionização em termos de dose absorvida na água em feixes de ^{60}Co que segue o protocolo IAEA TRS-398 [13], um dos protocolos adoptado neste trabalho, é realizada directamente contra um padrão primário ou secundário de dose absorvida na água. De acordo com este protocolo a calibração das câmaras de ionização ocorre assumindo-se que a dose absorvida na água, D_w , é conhecida à profundidade de 5 g/cm^2 num fantoma de água. A câmara a ser calibrada é colocada com seu ponto de referência na profundidade de 5 g/cm^2 em água e é obtido um factor de calibração $N_{D,w}$, que permite converter a leitura em carga feita na câmara em dose.

Qualquer medida realizada fora das condições de referência deve ser corrigida por factores apropriados, que são determinados a partir de quantidades que influenciam na medição, e por isso, designados de factores de influência. Estas quantidades que influenciam podem ser de natureza diferente como, por exemplo, pressão, temperatura, polarização da câmara, ou podem ser geradas pelo próprio dosímetro como o ajuste de zero, tempo de estabilização, ou por fim podem estar relacionadas ao campo de radiação como, qualidade do feixe, dimensão da área irradiada, etc [12].

Ao calibrar um dosímetro muitas grandezas de influência são mantidas sob controlo. No entanto, há outras que não é possível obter um controlo como é o caso da pressão do ar e da humidade, entre outros. É possível corrigir o efeito destas grandezas de influência, através da aplicação de factores apropriados. Na qualidade de referência Q_0 não são necessárias correcções devido à recombinação, polaridade e fuga, pois estas grandezas de influências são desprezíveis nesta qualidade [12].

1.4.1. Dose absorvida em água

Uma das quantidades dosimétricas muito utilizadas na área da radioterapia é a dose absorvida em água. O formalismo para a determinação desta quantidade para feixes de fótons e electrões de alta energia, usando uma câmara de ionização ou um dosímetro calibrado em termos de dose absorvida de água num feixe de ^{60}Co , de acordo com o IAEA TRS-398 [13].

A dose absorvida em água numa profundidade de referência z_{ref} , em água para um feixe de referência de qualidade Q_0 e na ausência de câmara é dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (\text{II-4})$$

onde M_{Q0} é a leitura do dosímetro sob as condições de referência utilizadas no laboratório primário e $N_{D,w,Q0}$ é o factor de calibração em termos de dose absorvida em água do dosímetro obtida num laboratório primário. Na maioria das situações clínicas as condições de medição não coincidem com as condições de referência utilizados no laboratório primário. Isto pode afectar a resposta do dosímetro e é, então, necessário diferenciar entre as condições de referência utilizados no laboratório primário e as condições de medição em meio clínico [13].

1.4.2. Correção para a qualidade de feixe de radiação, $k_{Q,Q0}$

Quando um dosímetro é utilizado numa qualidade diferente, Q , da utilizada na de calibração, Q_0 , a dose absorvida em água é dada por:

$$D_{w,Q0} = M_{Q0} N_{D,w,Q0} k_{Q,Q0} \quad (\text{II-5})$$

onde o factor $k_{Q,Q0}$ faz a correcção para os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência e a qualidade do feixe do utilizador. Em relação à Eq. II-4 inclui-se o factor para a correcção de qualidade do feixe de radiação. Este factor de correcção é definido como a razão dos coeficientes de calibração em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização, nas qualidades Q e Q_0 .

$$k_{Q,Q0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q0}} = \frac{\frac{N_{w,Q}}{M_Q}}{\frac{N_{w,Q0}}{M_{Q0}}} \quad (\text{II-6})$$

A qualidade de referência, Q_0 , mais usado é o ^{60}Co . Quando não há dados experimentais, ou dificuldade em medir-se directamente em feixes clínicos reais, na maioria dos casos os factores de correcção podem ser calculados teoricamente. Uma expressão geral para $k_{Q,Q0}$ é dada por:

$$k_{Q,Q0} = \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q0}} \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Q0}} \frac{p_Q}{p_{Q0}} \quad (\text{II-7})$$

que é válida para todos os tipos de feixe de altas energias e inclui as razões *stopping power* água/ar, $\frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q0}}$, a energia média necessária para a formação de pares de iões no ar, W_{air} , e os factores de perturbação globais p , nas qualidades Q e Q_0 . Em feixes de fotões e electrões, supõe-se que $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q0}$, o que torna a Eq. II-7 mais simples:

$$k_{Q,Q0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q0}} \frac{p_Q}{p_{Q0}} \quad (\text{II-8})$$

Na prática, os quocientes definidos acima são difíceis de calcular porque as razões de poder de paragem médios são obtidos com base em fluências de electrões colocados em movimentos pelo feixe de fotões. Estas distribuições não são de fácil obtenção pois dependem de várias condições, pelo que na prática utilizámos o valor de $k_{Q,Q0}$ que podem ser obtidas através de protocolos internacionais [13].

2. Dosimetria em kV

2.1. Situação actual da incidência de dose devido às exposições médicas em imagiologia médica

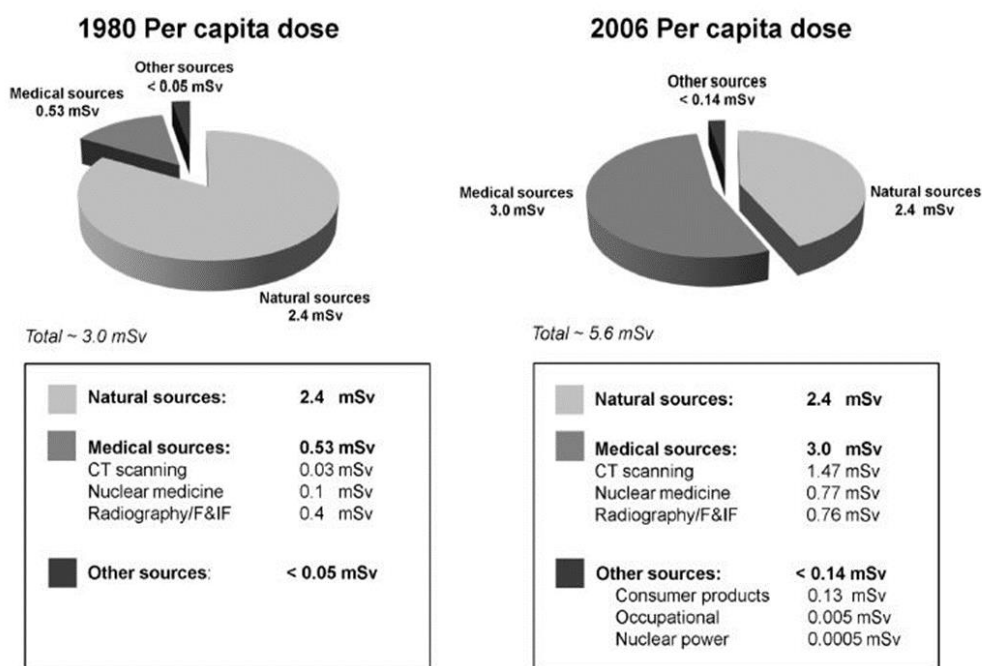


Figura II-1. Aumento da dose efectiva (mSv) per capita estimada pelo NCRP e UNSCEAR 2008 (Report 39) [15]

O número de procedimentos médicos de diagnóstico que utilizam radiações ionizantes está a aumentar de forma constante, e procedimentos, resultando em doses mais elevadas em pacientes estão a ser realizados com mais frequência. Como tal, há a necessidade de educar e formar o pessoal médico e outros profissionais da saúde nos princípios da protecção contra as radiações [14]. A Figura II-1 mostra o aumento da dose efectiva (mSv) per capita estimados pelo NCRP e UNSCEAR 2008 (Report 39) [15].

Há vários esforços para monitorizar, desenvolver a área das radiações ionizantes em imagiologia médica, como exemplo temos a associação EURADOS que consiste numa rede de 60 instituições europeias e 300 cientistas que operam no domínio da dosimetria da radiação. O seu objectivo é promover a investigação e desenvolvimento, em cooperação europeia, no domínio da dosimetria das radiações ionizantes. Para que isto se concretizasse foram criados grupos de trabalhos para diferentes áreas, um dos grupos estuda a dosimetria em imagiologia médica. Uma das principais tarefas desde 2010 ao presente é o conhecimento de dose (gravação e relatórios de dose) como forma de garantia e controlo de qualidade e ainda de protecção radiológica [16].

Conscientes desta realidade em 2012 a WHO e a Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) também realizaram uma conferência: “the Bonn-Call-for-Action” [17]. Esta conferência teve como tema a “Protecção Radiológica em Medicina: Criar o cenário para a próxima década”.

Os objectivos da “the Bonn Call-for-Action” foram:

- reforçar a protecção contra as radiações dos pacientes e profissionais de saúde em geral;
- atingir o maior benefício com o menor risco possível para todos os pacientes pelo uso seguro e adequado da radiação ionizante em medicina;

- c) ajudar a plena integração da protecção contra as radiações em sistemas de cuidados de saúde;
- d) ajudar a melhorar a relação entre benefício e risco para o diálogo com os pacientes e ao público; e
- e) aumentar a segurança e a qualidade dos procedimentos de radiologia na medicina.

Como resultado destacam-se dez acções principais que geraram subconjuntos de iniciativas globais para a protecção contra as radiações na medicina [17].

As dez acções são:

1. Melhorar a aplicação do princípio da Justificação: onde por exemplo, encontramos uma norma que é introduzir e aplicar os 3 A's: consciência (awareness), adequação (adequacy) e auditoria (auditing);
2. Melhorar a aplicação do princípio da optimização da protecção e segurança como, por exemplo, certificar-se do estabelecimento, uso e actualização regular dos níveis de referência de diagnóstico para procedimentos radiológicos;
3. Reforçar o papel de fabricantes de forma a contribuírem para o regime geral de segurança;
4. Fortalecer a educação sobre a protecção contra as radiações e a formação dos profissionais de saúde;
5. Promover uma agenda de investigação estratégica para a protecção contra as radiações na medicina;
6. Aumentar a disponibilidade de uma melhor informação global sobre as exposições médicas;
7. Melhorar a prevenção de incidentes e acidentes de radiação médica;
8. Fortalecer a cultura de segurança de radiação na área da saúde;
9. Fomentar o diálogo sobre o benefício e risco da radiação;
10. Fortalecer a implementação dos requisitos de segurança a nível mundial.

Apesar de o montante da exposição às radiações ionizantes por parte de exames de imagiologia médica não ser muito elevado estes podem criar riscos para as pessoas expostas. O objectivo de conhecer e gerir a dose de radiação em imagiologia médica é evitar os efeitos determinísticos na saúde e reduzir a probabilidade de efeitos estocásticos devido à acumulação dos efeitos das radiações ionizantes. Os efeitos determinísticos (danos directos aos tecidos, como lesões cutâneas moderadas e graves de radiação induzida) ocorrem quando muitas células num órgão ou tecido são afectados. Os efeitos são clinicamente observáveis apenas se a dose de radiação for acima de algum limiar. Estes limiares podem ser alcançados em regiões localizadas da pele de um paciente. Os efeitos estocásticos (por exemplo, cancro e efeitos genéticos) podem ocorrer devido ao dano induzido por radiações no DNA de células que podem causar a transformação de células que ainda são capazes de se reproduzir, e isso pode por sua vez conduzir a uma situação maligna. A probabilidade destes efeitos aumenta proporcionalmente com a dose a que se expõem a pessoa. O aumento da probabilidade de indução de tumores é também influenciado por outros factores como idade, o sexo e a susceptibilidade genética para o cancro [13].

Para que haja um controlo apropriado do conhecimento de dose, este trabalho tem como principal objectivo a construção de uma réplica do dosímetro cintilador de plástico e sua respectiva validação em feixes kV-CBCT e CT. Assim, os próximos subcapítulos destinam-se a descrever os equipamentos clínicos que serão usados bem como a actualidade da dosimetria do CBCT. Posteriormente, será descrita a câmara de ionização e o dosímetro cintilador de plástico.

2.2.Computed Tomography, CT

O CT é uma modalidade de imagem que utiliza raios-X para produção de imagem, com reconstrução digital 3D. A energia efectiva de um feixe de raios-X heterógeneo é definido como a energia de um feixe de fótons monoenergético que produz o mesmo HVL como acontece com o feixe heterógeneo [3]. A energia efectiva dos fótons para uso geral, em tomografia computadorizada situa-se numa gama entre 20 a 70 keV. O equipamento de CT consiste essencialmente num tubo de raios-X e detectores. O tubo de raios-X produz um feixe de raios-X que atravessa o paciente. Este feixe é capturado pelos detectores e é depois reconstruída uma imagem de duas ou três dimensões. Tal como acontece

com a radiografia simples, a CT utiliza radiação de raios-X para produzir imagens, no entanto, as doses de radiação de CT são mais elevadas devido a múltiplas exposições [18]. No caso do CT é também importante o conhecimento de dose. Como já foi referido anteriormente, nesta modalidade também podem estar envolvidas doses de radiação altas para os pacientes principalmente máquinas que tenham tomógrafos modernos que utilizam várias linhas de matrizes de detectores que permitem o varrimento mais rápido. Nesta modalidade há potencial para a redução da dose com todos os sistemas de CT. É importante que os médicos e físicos médicos compreendam a relação entre a dose do paciente e qualidade da imagem, é que geralmente as imagens de maior qualidade requerem doses mais elevadas. A análise do tipo de exposição são essenciais para a justificação dos objectivos de diagnóstico [18].

2.3. Cone Beam Computed Tomography, CBCT

O CBCT é uma técnica recente de reconstrução digital 3D de imagem médica. O primeiro CBCT a ser aprovado pela FDA foi o NewTom QR-DVT 9000 em Março de 2001 [20]. No CBCT, os feixes de raios-X são divergentes e são feixes quadrados.

A imagem é adquirida através de um pórtico de rotação na qual uma fonte de raios-X e o detector estão fixos e encontram-se em locais opostos. Durante a rotação são adquiridas num arco, completo ou incompleto, múltiplas (de 150 até mais de 600) projecções de imagens planares sequenciais do campo de visão (FOV) [21]. Este procedimento varia do CT tradicional uma vez que este utiliza feixes de raios-X em forma de leque numa aquisição com uma progressão helicoidal. São adquiridas fatias de imagem individuais do FOV que depois são aglomeradas para obter uma representação 3D [18]. Cada imagem individual do CT requer um scan e uma reconstrução 2D própria. Como o CBCT incorpora todo o FOV é necessário apenas uma única rotação da gantry para adquirir dados suficientes para a reconstrução da imagem [21].

O CBCT foi inicialmente desenvolvido para a angiografia [22], mas recentemente existem outras aplicações médicas como a mamografia [23] e Radioterapia Guiada por imagem (IGRT) [24]. A geometria do CBCT foi desenvolvida como uma alternativa ao CT convencional para fornecer uma aquisição mais rápida dos dados de todo o FOV e porque usa um detector mais barato [21]. Apresenta outras vantagens: fornece exames de mais curta duração, redução de imagens deformadas causadas pela translação do paciente, redução da distorção da imagem devido a movimentos internos do paciente e aumento da eficiência do tubo de raios-X [21]. No entanto, apresenta uma grande desvantagem, especialmente para FOV's maiores, é a qualidade de imagem relacionada com o ruído e com o contraste devido à detecção de grandes quantidades de radiação dispersa [21].

2.4. CBCT em Radioterapia Guiada por Imagem

As imagens por CBCT permitem visualizar a localização exata do tumor antes do tratamento no LINAC. A técnica integra o CT com um LINAC e envolve a aquisição de várias imagens planares produzidas por um feixe cónico de *megavoltagem* ou *quilovoltagem* numa rotação até 360° sobre o paciente na posição de tratamento [22].

A vantagem dos feixes de *megavoltagem* no CBCT é que é gerado pelo feixe de fótons do próprio acelerador linear de partículas utilizado para o tratamento dos pacientes, e, portanto, não é necessário equipamento adicional para gerar CBCT. No MV-CBCT faz-se uso do painel de detector que já está presente para utilização em portal electrónico da imagem [22].

O sistema *quilovoltagem* consiste num tubo de raios-X convencional montado num braço retráctil a 90° para o feixe de tratamento de alta energia e um detector de raios-X do painel plano

montado sobre um braço retráctil em frente ao tubo de raios-X [22]. O sistema de raios-X pode, além de imagens de feixe cónico, produzir imagens radiográficas e de fluoroscopia [22]. Esta tecnologia tem ganho popularidade nos últimos anos e os dois sistemas mais utilizados em ambiente clínico e que estão disponíveis comercialmente são: o X-ray Volumetric Imager (XVI ®, Elekta Oncology Systems, Crawley, Reino Unido), e o On-Board Imager (OBI ®, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). É feita uma aquisição ou imagem em kV-CBCT quando o paciente estiver alinhado ao isocentro de tratamento e, em seguida, utiliza-se a imagem de CT de simulação como referência para a posição do *setup* (posicionamento/localização de alvos ou estruturas anatómicas) do paciente. O uso de kV-CBCT permite melhor contraste de imagem que as imagens tradicionais MV portal 2D, permitindo uma melhor localização das estruturas em 3D para melhorar a precisão de configuração do paciente durante o tratamento [25].

A dose de um único kV-CBCT encontra-se geralmente no intervalo de 1 a 10 cGy. No entanto, a sua utilização diária repetida para o posicionamento do paciente num regime de terapia de múltiplas fracções de dose (~ 40 fracções) foi projectada para levar uma dose de 4 a 6 cGy ao tecido circundante [26]. Infelizmente, ao contrário das imagens portais tradicionais MV, a dose adicional diária de uma imagem kV-CBCT para orientação do paciente não pode ser tida em conta utilizando o software de planeamento de tratamento actual. Isto é, a dose proveniente de raios-X do kV-CBCT não pode ser integrada no cálculo de dose ao paciente no sistema de planeamento computarizado (TPS).

Em comparação ao CT, as imagens portais são tipicamente limitadas a projecções 20x20 cm². Este FOV grande faz com que estruturas críticas ou tecido normal fora do volume de tratamento possam receber uma dose de imagem em cada fracção. Este efeito é amplificado porque certos órgãos perto do volume de tratamento só podem ser irradiados com um certo limite de dose. Portanto, quando a dose extra do CBCT não é considerada podem exceder-se os limites de dose em órgãos e o equilíbrio entre o controlo do tumor e o dano ao tecido normal pode ser ultrapassado. Isto é especialmente perigoso para os órgãos em série, tal como a medula espinhal, onde o órgão pode ser permanentemente danificado por uma overdose de radiação numa única região do órgão [25].

Outra preocupação em relação ao uso diário de imagiologia kV-CBCT para o posicionamento do paciente é o aumento do risco de induzir um cancro secundário. De acordo com a publicação 60 da ICRP, a probabilidade de induzir um cancro fatal com uma única exposição radiográfica é de 5×10^{-5} por mSv. Este valor é baseado num modelo linear no-threshold do risco de radiação e deriva principalmente de estudos de sobreviventes da bomba atómica [30]. Um estudo recente [27] descreve que a dose eficaz do tórax ou pélvis kV-CBCT foi de aproximadamente 23 mSv. O mesmo estudo descreve que utilizando este valor, juntamente com o risco de induzir um cancro publicado pelo ICRP 60, um regime de terapia com fracção de 35 kV diária de imagem kV-CBCT sugeriu que há indução de risco de cancro adicional até 4% [27].

Pelas razões que foram apresentadas, é importante quantificar as doses depositadas nos órgãos a partir da técnica de kV-CBCT tanto para terapia com radiações ionizantes como para imagiologia. É importante, por isso, apresentar a dosimetria actual do kV-CBCT.

2.5.Dosimetria actual em kV-CBCT

Actualmente não há uma metodologia descrita na literatura que seja amplamente aceite para identificar a dose de radiação de CBCT [25]. Será abordada uma breve história sobre dosimetria de fan-beam CT para que se possa discutir a situação actual da dosimetria de kV-CBCT. O padrão para determinar a dose nesta técnica é a dose média de varrimento múltipla (MSAD). O MSAD representa a dose média ao longo do eixo de varrimento longitudinal medido num fantoma de acrílico cilíndrico padrão, que inclui a contribuição do feixe primário bem como a dose que se atribui à radiação dispersa [28]. Algumas desvantagens desta técnica levaram ao desenvolvimento do índice de dose de tomografia

computorizada (CTDI) que é um método nominalmente equivalente ao MSAD mas que é realizado num único varrimento axial [25]. No fan-beam CT, é utilizada uma câmara de ionização lápis de 100 mm para recolher o perfil de dose integrada, $D(z)$, ao longo de um eixo longitudinal a partir de uma única fatia axial do fantoma de CTDI. Este valor é, em seguida, normalizado pela largura da fatia, L , para estimar a dose média da digitalização/varrimento múltipla a partir de uma série de cortes contínuos para um comprimento de digitalização de 100 mm [26]. A definição formal do CTDI é apresentada na Eq. II-9.

$$CTDI = \frac{1}{L} \int_{-\frac{L}{2}}^{\frac{L}{2}} D(z) dz \quad (II-9)$$

Para simplificar, o integral do perfil de dose é normalmente medido tomando uma única fatia axial no centro de uma câmara de ionização longa de 100 mm, e esta medida é conhecida como $CTDI_{100}$. De forma a reflectir a variação da dose depositada em profundidade, o $CTDI_{100}$ é calculado em ambas as localizações centrais e periféricas num fantoma especializado. Os fantasmas usados para as medições de CTDI foram padronizadas pela FDA e consiste em cilindros de polimetilmetacrilato que tem 15 cm de comprimento e ainda 16 ou 32 cm de diâmetro, representando assim uma cabeça ou corpo de um adulto, respectivamente [27].

Em ambiente clínico, estes fantasmas tem tipicamente 5 cavidades ao longo do eixo longitudinal que servem para inserir câmaras de ionização. Como tentativa de representar a dose média dentro do plano central e periférico de varrimento é calculada uma CTDI ponderada ($CTDI_w$) apresentada na Eq. II-10.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periphery} \quad (II-10)$$

A vantagem do $CTDI_w$ é que fornece um único parâmetro de dose de CT para comparar diferentes protocolos de imagens e equipamentos. No entanto, é importante notar que não se destina a representar a dose para objectos substancialmente diferentes do fantoma em tamanho, forma ou atenuação [28].

Existem estudos que discutem a forma de adoptar o CTDI ao CBCT usando fantasmas cilíndricos de acrílico chamando-lhe CDBI mas infelizmente não há uma metodologia definitiva para relacionar essas quantidades a doses de pacientes de interesse, como doses de órgão [25].

2.6. CDBI

Foi discutido no ponto anterior utilizar a metodologia descrita para o CBCT como um método de contabilização de dose de radiação. No entanto, devido às diferenças nas técnicas de aquisição, algumas modificações nesta metodologia são necessárias. Esta metodologia é impraticável para medir a dose de radiação em CBCT, porque ao contrário de fan-beam CT, o CBCT não é uma “técnica de fatia” com base sequencial e é adquirida uma imagem volumétrica numa única rotação [31]. D. Hyer and D. Hintenlang mostram no seu estudo que o FOV longitudinal mais pequeno dos protocolos de CBCT é de 12.5 cm, excedendo a dimensão dos 100 mm da câmara de ionização lápis [31]. Assim, o uso da câmara de ionização no CBCT fornece uma medida da dose média ao longo do centro de 100 mm do FOV longitudinal em vez do perfil de dose integrada de uma única fatia estreita como no fan-beam CT. Como sugerido por Amer et al., para diferenciar este valor do $CTDI_{100}$, a integração do perfil de dose ao longo das centrais de 100 mm do FOV longitudinal é referido como sendo o índice de dose do CBCT, $CDBI_{100}$ [29]. Este valor não representa a dose para um paciente específico, mas é simplesmente uma medida que nos permite quantificar a radiação emitida pela máquina. Para a dosimetria de CBCT deve ser usada

uma câmara de ionização Farmer 0.6 cc, em vez da câmara lápis de 100 mm, pois proporciona uma medição mais precisa da dose máxima no centro do plano de imagem [32, 33, 34]. Recentemente Osei et al. [35] comparou os valores de CDBI medidos com uma câmara Farmer e uma câmara lápis e descobriu que os valores da Farmer são 2-5% mais altos do que os da câmara lápis. No entanto, como estas câmaras são usadas na dosimetria da terapia de radiação não se encontram calibradas para as energias correspondentes ao diagnóstico. Enquanto a câmara Farmer podia ser enviada para um laboratório creditado para ser calibrada para as energias de diagnóstico, os autores acham mais fácil e mais rentável usar a câmara lápis para medições de CDBI. Ao realizar medições $CBDI_{100}$ de protocolos clínicos em ambos os locais centrais e periféricos do fantoma CTDI, análogo do CTDI ponderado ($CTDI_w$), que foi desenvolvido para representar a dose média no fantoma, pode ser calculado para CBCT. Na Eq. II-10 é apresentado o índice de dose do CBCT ponderado, onde o $CBDI_{100}$ centro e $CBDI_{100}$ periferia representam a central e a média das quatro medições de dose periférica feitos no simulador CTDI, respectivamente.

A Equação utilizada para o CDBI é definida no **Capítulo IV**, sendo a Eq. IV-3.

3. Dosímetros de Radiação

Um dosímetro de radiação é um aparelho, instrumento ou sistema que mede exposição, kerma, ou dose absorvida ou o equivalente de dose [3]. Um dosímetro em conjunto com o leitor é considerado um sistema de dosimetria.

De forma a serem úteis os dosímetros de radiação devem apresentar várias características desejáveis. As características desejadas para os dosímetros são a exactidão e precisão, linearidade, independência da taxa de dose, independência da energia do feixe, independência direcciona, independência das condições ambientais (pressão e temperatura) e resolução espacial [3].

Neste capítulo serão apenas descritos os dosímetros que se utilizaram para realizar este trabalho.

3.1. Propriedades dos Dosímetros

3.1.1. Exactidão e Precisão

A precisão das medições dosimétricas especifica a reprodutibilidade das medições em condições semelhantes e pode ser estimada a partir dos dados obtidos nas medições repetidas [3]. Uma alta precisão está associada a um pequeno desvio-padrão da distribuição dos resultados da medição. A precisão de uma medida individual indica a proximidade entre o valor medido e o valor esperado. A precisão do valor médio de um conjunto de medidas repetidas expressa a probabilidade do seu acordo com o valor esperado. Os resultados das medições não podem ser absolutamente precisos e a imprecisão de um resultado da medição é caracterizada como incerteza. A incerteza é um parâmetro que descreve a dispersão dos valores medidos de uma quantidade.

A exactidão é a grandeza ligada à incerteza na determinação do verdadeiro valor de uma grandeza. Expressa a proximidade entre o valor medido e o valor real da quantidade a medir. Assim, é impossível avaliar a exactidão dos dados a partir dos próprios dados, tal como é feito para avaliar a sua precisão. A exactidão é uma medida do efeito colectivo dos erros em todos os parâmetros que influenciam as medições. A exactidão depende do tipo radiação que se está a medir, e da calibração do dosímetro. Um dosímetro pode ter uma boa exactidão na calibração para um feixe de raios-X e para outro não.

3.1.2. Linearidade

Idealmente, o valor M lido no dosímetro deve ser proporcional à quantidade dosimétrica Q [3]. A gama de linearidade e o comportamento de não-linearidade dependem do tipo de dosímetro e das suas características físicas [3].

3.1.3. Sensibilidade

Um dosímetro deve possuir uma adequada sensibilidade para uma determinada gama de dose. A sensibilidade é definida como a razão entre o sinal produzido e a dose a que lhe deu origem. Uma sensibilidade constante em toda a gama, significa uma resposta linear do dosímetro em função da dose, condição desejável para facilitar a calibração do dosímetro [6].

3.1.4. Estabilidade

A resposta de um dosímetro deve ser estável ao longo do tempo de utilização. Todos os dosímetros possuem um tempo de vida útil. Factores como a temperatura, a humidade, pressão, luz podem provocar mudanças graduais na sensibilidade do dosímetro ou no sinal de ruído. Dosímetros do estado sólido, fotográficos e químicos são geralmente mais sensíveis a estas mudanças do que por exemplo as câmaras de ionização, logo são menos estáveis.

3.1.5. Dependência Energética

A resposta de um sistema dosimétrico é geralmente uma função da qualidade do feixe de radiação (energia). Uma vez que, os sistemas dosimétricos são calibrados com uma qualidade de feixe de radiação específico (ou qualidades) e utilizado durante um intervalo de energia muito maior, a variação da resposta de um sistema dosimétrico com qualidade de radiação (designado dependência energética) requer correcção.

Idealmente, a resposta em energia deve ser fixa (ou seja, a dose medida deve ser independente da qualidade do feixe). Na prática, a correcção de energia tem de ser incluído na determinação da quantidade do feixe de radiação para a maioria das situações de medição.

3.1.6. Dependência Direccional

A variação da resposta com o ângulo de incidência da radiação designa-se por dependência direccional ou angular do dosímetro [3]. Os dosímetros, em geral, apresentam esta dependência devido a certos pormenores de construção, tamanho e energia da radiação incidente [3]. Esta dependência é importante em certas aplicações, como, por exemplo, em dosimetria usando dosímetros semicondutores. Os dosímetros de terapia são geralmente utilizados na mesma geometria que aquela em que foram calibrados.

3.1.7. Resolução Espacial

Um dosímetro deve possuir uma boa resolução espacial, para que a sua leitura seja o mais próximo possível, do valor real. Uma vez que a dose é uma quantidade pontual, o dosímetro deve ter as dimensões pequenas para se conseguir uma boa resolução espacial [3].

3.1.8. Leitura

Existem dosímetros de leitura em tempo real que são convenientes para medidas de taxa de dose, enquanto outros dosímetros são de leitura indirecta, chamados dosímetros de integração. Os dosímetros de leitura directa, como, por exemplo, as câmaras de ionização, são geralmente mais convenientes no ambiente clínico do que os dosímetros passivos (isto é, aqueles que são lidos após a devida transformação devido à exposição, como, por exemplo os TLDs) [3]. Alguns dosímetros actuam apenas em modo integral (TLDs) e outros podem medir em ambos os modos integral e diferencial (Câmara de ionização) [3].

3.2. Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização funcionam como cavidades preenchidas por um gás com o qual a radiação ionizante interage, formando pares electrão-ião que são posteriormente colectados por dois eléctrodos. Este gás pode ser constituído apenas por um ou por uma mistura de vários compostos, geralmente com uma base de gases nobres. Contudo os dosímetros mais usados na pratica clínica, o meio activo é ar, sendo câmaras abertas. Estes dosímetros possuem uma boa precisão, adequando-se a um vasto intervalo de energias e tipos de radiação incidente. São sensíveis a fotões, partículas carregadas e quando cheias com o gás adequado, também têm sensibilidade a neutrões. Em energia cobrem um intervalo muito vasto das dezenas de keV à dezena de MeV. As câmaras de ionização apresentam diferentes tamanhos e formas, dependendo das necessidades específicas do utilizador, mas, em geral, todas elas têm as seguintes propriedades:

- Uma câmara de ionização Farmer é uma cavidade preenchida de ar com uma parede externa limite onde por dentro tem uma camada condutora e que possui um eléctrodo colector central (Figura II-2) [36]. A parede e o eléctrodo central encontram-se separados por um material isolante de alta qualidade que tem como principal objectivo, não entrar em curto circuito e também reduzir as correntes de fuga, quando uma tensão de polarização é aplicada na câmara.
- A câmara possui também um eléctrodo de guarda para reforçar a redução das correntes de fuga. Estes eléctrodos proporcionam um caminho alternativo para as correntes de fuga e assegura a uniformização do campo eléctrico no volume sensível da câmara, favorecendo a recolha de carga. [36].
- Todas as medições efectuadas com câmaras de ionização abertas requerem correcção de temperatura e pressão para que se possa ter em conta a influência da temperatura e pressão na massa de ar no volume da câmara [36].

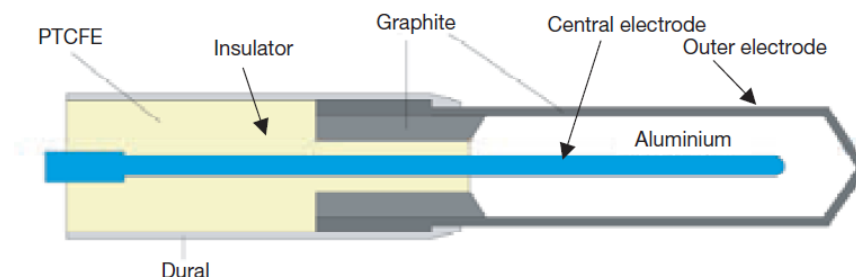


Figura II-2. Esquema de uma câmara de ionização [3]

A sensibilidade das câmaras de ionização depende do seu volume de detecção, pelo que volumes superiores apresentam uma maior região de interacção das partículas e consequentemente, induzem a produção de um sinal superior por via de uma maior colecção de cargas.

Quando a câmara de ionização é submetida a radiação, produzem-se pares electrão-ião que são separados pela diferença de potencial aplicada entre os eléctrodos sendo o sinal obtido formado pelas cargas recolhidas [4]. A leitura deste tipo de câmaras é feita em regime DC, estabelecendo-se uma diferença de potencial entre os dois eléctrodos. Deste modo, os pares electrão-ião formados irão deslocar-se para os eléctrodos, produzindo uma corrente proporcional à taxa de energia depositada no volume da câmara.

A câmara de ionização cilíndrica é a mais popular, com um volume de 0.6 cm^3 , da Farmer e originalmente fabricada pela Baldwin [3]. Tem um volume sensível que se assemelha a um cone. Estas câmaras são produzidas por vários fabricantes, com volumes activos entre 0.1 e 1 cm^3 . Têm tipicamente um comprimento interno não superior a 25 mm e um diâmetro interno não superior a 7 mm [3]. O material da parede é de baixo número atómico, Z , isto é, equivalente ao ar ou ao tecido, com uma espessura inferior a 0.1 g/cm^2 . A câmara é equipada com uma cápsula de acumulação acrílica com uma espessura de cerca de 0.5 g/cm^2 para calibração no ar com uma fonte de ^{60}Co [3]. A construção da câmara deverá ser tão homogénea quanto possível, apesar de ser usado um eléctrodo central de alumínio com cerca de 1 mm de diâmetro para garantir a dependência energética fixa.

3.2.1. Electrómetro

As câmaras de ionização são conectadas aos electrómetros que permitem medir correntes da ordem dos 10^{-15} A ou menos. Conceptualmente, o electrómetro é constituído por um amplificador de transimpedância em que na malha de retroacção é utilizado um condensador ou uma resistência conforme se pretenda medir dose ou taxa de dose, respectivamente [3]. Ver Figura II-3.

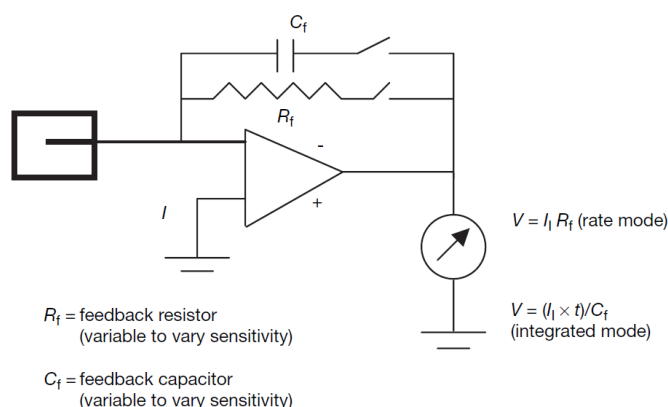


Figura II-3. Esquema electrónico de um Electrómetro [3]

3.3. Filmes Radiocrômicos

O filme que usamos é o GAFCHROMIC XR-QA2. É um filme amarelo com uma composição quase equivalente ao tecido (9.0% de hidrogénio, 60.6% de carbono, 11.2% de azoto e 19.2% de oxigénio), que desenvolve uma cor amarela escura por exposição a radiação.

São genericamente compostos por uma camada activa constituída por microcristais de monómeros radiosensíveis (diacetileno), que por absorção da radiação polimerizam e dão origem a cadeias planas de carbono, assumindo determinada cor. Inicialmente, antes da exposição a radiação, os filmes são amarelos. Após irradiação, os filmes podem ser lidos por fotodensitómetros. Após a irradiação estes filmes são processados por um scanner.

A dosimetria com este tipo de filme tem vantagens tais como: facilidade de uso; eliminação da necessidade de instalações de câmara escura, cassetes de filmes ou processamento do filme; são independentes da taxa de dose; são razoavelmente independentes da energia (excepto para raios-X de energia inferiores 25 kV); são razoavelmente insensíveis às condições ambientais (embora a humidade excessiva e a irradiação excessiva deva ser evitada).

O filme radiocrômico tem de ser calibrado contra um dosímetro de referência. Se for bem calibrado é possível obter-se incertezas inferiores a 3% [3].

3.4. MOSFET

Um dosímetro MOSFET são hoje utilizados para medições clínicas de dose in vivo, particularmente utilizados em braquiterapia [37].

Este tipo de MOSFET tem uma porta espessa de óxido e uma elevada densidade de armadilha de óxido para aumentar a sensibilidade da radiação [38]. A radiação induzida por pares electrões-lacuna no óxido estão presos perto da interface Si/SO₂. Esta carga que fica presa aumenta a tensão de limiar no MOSFET, e esta variação de tensão pode ser medida. A mudança de tensão de limiar é proporcional à dose de radiação. As características mais vantajosas deste tipo de dosímetros são o seu tamanho muito pequeno (0.04 mm² de área sensível) [38], necessidade de baixa potência e a capacidade de armazenar dose total após a irradiação.

O dosímetro é independente da taxa de dose, linear com a dose e a sua dependência energética é pequena entre 300 keV e energias de ⁶⁰Co.

A precisão destes dosímetros é de cerca de 3% para doses superiores a 20 cGy [39]. A principal desvantagem destes dosímetros são o seu “tempo de vida” ser limitado (duram até cerca de 200 Gy) e a necessidade de calibrações frequentes devido à diminuição da sensibilidade com a dose total acumulada [41].

3.5. Dosímetros Cintiladores de Plástico

A interacção da radiação ionizante com determinados materiais, provoca a ionização ou excitação dos seus átomos para estados metaestáveis, que por processos de desexcitação induzem a libertação de energia. Em alguns materiais esta energia pode ser libertada na forma de luz visível/ultravioleta [41]. Estes mecanismos de desexcitação e subsequente emissão de luz são designados de fluorescência e fosforescência, e os materiais que exibem estas propriedades são designados de cintiladores. A fluorescência corresponde a uma desexcitação e respectiva emissão de luz quase imediata do átomo. Por outro lado, a fosforescência diz respeito a um mecanismo de desexcitação diferente, caracterizado por um tempo de desexcitação mais elevado, e que resulta na emissão de fótons com comprimento de onda superior aos de fluorescência.

A luz de cintilação é um processo de emissão de luz de fluorescência por parte de um elemento dopante do material da matriz do meio absorvente (o "cristal"), correspondendo ao comprimento de onda em que a absorção por parte da matriz é baixa. Estes materiais que emitem luz quando irradiados com radiação ionizante, são cintiladores que podem ser inorgânicos como os cristais de iodeto de sódio, orgânicos como o antraceno ou plásticos carregados com químicos apropriados, e podem ser utilizados como dosímetros de radiação [41]. Os cintiladores inorgânicos apresentam um melhor sinal enquanto os orgânicos apresentam uma resposta mais rápida mas o sinal é menor [42].

Os plásticos de cintilação enquadram-se no grupo de materiais orgânicos utilizados como dosímetros. Os cintiladores orgânicos são compostos por moléculas de hidrocarbonetos aromáticos, como por exemplo o antraceno. Quase todos os cintiladores orgânicos são baseados em moléculas com uma estrutura de níveis electrónicos com orbitais π .

Os materiais cintiladores para detecção de radiação têm que possuir algumas características importantes. São elas [42]: transformar toda energia cinética da radiação incidente ou dos produtos da interacção em luz detectável; a luz produzida ser proporcional à energia depositada; serem transparente ao comprimento de onda da luz visível que produzem; ter boa qualidade óptica; possuir resistência aos danos gerados pela radiação incidente, permitindo a estabilidade e a reprodutibilidade das medidas; e ter um tempo de luminescência curto para geração rápida de pulsos.

3.5.1. Processo de Cintilação

O processo de cintilação pode ser dividido em três etapas [42]: Conversão, Transferência e Emissão. Na primeira etapa, a radiação incidente excita os átomos ou moléculas do cintilador, resultando na formação de um grande número de pares electrão-lacuna. Na segunda etapa, os iões luminescentes regressam ao estado fundamental, emitindo luz, que é transmitida através do material cintilador. Na terceira etapa, a emissão do cintilador é detectada por um fotomultiplicador ou um fotodíodo. Se existir uma boa adequação entre a banda de emissão do cintilador e a curva de sensibilidade do detector, a luz será convertida de forma eficiente em sinal eléctrico por este.

A eficiência da resposta do cintilador, que é definida como sendo a fracção de todas as partículas energéticas incidentes que são convertidas em luz visível, e pode ser escrita como o produto de três eficiências parciais:

$$\eta = \gamma S q \quad (\text{II-11})$$

em que γ é a eficiência do processo de conversão, S é a eficiência do processo de transferência e q representa a eficiência do centro luminescente.

Cada material cintilador tem um espectro de emissão característico, normalmente na zona do ultravioleta e/ou visível, que não depende da natureza da radiação incidente. O trânsito da radiação de fluorescência através do cintilador depende da transparência do cintilador à sua própria radiação de fluorescência e também da geometria óptica do sistema. Os cristais utilizados neste trabalho tinham uma forma cilíndrica e eram de matriz de plástico de *Polyvinyl toluene* (PVT).

3.5.2. Componentes do Dosímetro Cintilador de Plástico

Os dosímetros de cintilador de plástico têm três componentes essenciais: um cintilador de plástico (descrito na introdução deste capítulo) onde a radiação ionizante é convertida em luz visível,

um guia óptico que conduz a luz fluorescente formada no plástico, e um fotodetector que recebe a luz proveniente do guia óptico e a converte em sinal eléctrico.

- **Fotodetector**

Para converter o sinal luminoso em sinal eléctrico são usados geralmente tubos fotomultiplicadores cuja função é amplificar o sinal luminoso conferindo uma boa sensibilidade ao dosímetro.

Os fotodetectores utilizados para realizar a leitura da luz de cintilação podem consistir em tubos fotomultiplicadores ou fotodíodo [43], cujos princípios de funcionamento são marcadamente distintos. Nos tubos fotomultiplicadores (PMT - Photomultiplier tube) o processo de conversão é feito quando um fóton incide no fotocátodo ejetando um electrão por efeito fotoeléctrico. O electrão resultante é acelerado até ao ânodo por sucessivas diferenças de potencial. As diferenças de potencial são estabelecidas entre eléctrodos a que se dá a designação de dínodos, sendo que cada dínodo é mantido a uma tensão mais positiva que o anterior. Por emissão secundária, o electrão ao colidir com cada dínodo põe em movimento mais electrões, estabelecendo uma cadeia de amplificação até chegar ao ânodo, onde é lido o sinal eléctrico. O tubo fotomultiplicador necessita então de ser alimentado por uma alta tensão (~ 1000 V), sendo que a sua resposta exhibe dependência relativamente à tensão aplicada. Os fotodíodos são componentes electrónicos semicondutores que têm a capacidade de produzir corrente quando os fótons são absorvidos no fotodíodo não requerendo tensão para o seu funcionamento [44].

- **Guia óptico**

Neste trabalho usou-se uma fibra óptica como guia óptico capaz de transportar energia luminosa. É constituída por uma região central, o núcleo, rodeada de uma bainha concêntrica de Poliolefina, de índice de refração ligeiramente inferior. Estas duas camadas são geralmente protegidos por uma camada plástica. A composição e geometria da fibra determinam o conjunto discreto de modos de propagação da fibra. O princípio fundamental que rege o funcionamento das fibras ópticas é o fenómeno físico denominado de reflexão total da luz. Para que haja a reflexão total a luz deve passar de um meio mais refringente para um meio menos refringente, e o ângulo de incidência deve ser igual ou maior do que o ângulo crítico. De um modo geral todas as fibras ópticas atenuam o sinal luminoso que nelas se propaga. Esta atenuação pode ocorrer por diversos processos, absorção, dispersão de Rayleigh e perdas radiativas.

As fibras ópticas são geralmente fabricadas a partir de vidro ou plástico, e a distribuição radial do índice de refração pode ser homogénea no núcleo e na bainha ou formar um gradiente, diminuído do núcleo para a periferia.

Capítulo III. Materiais

1. X-ray Volume Imaging (XVI)

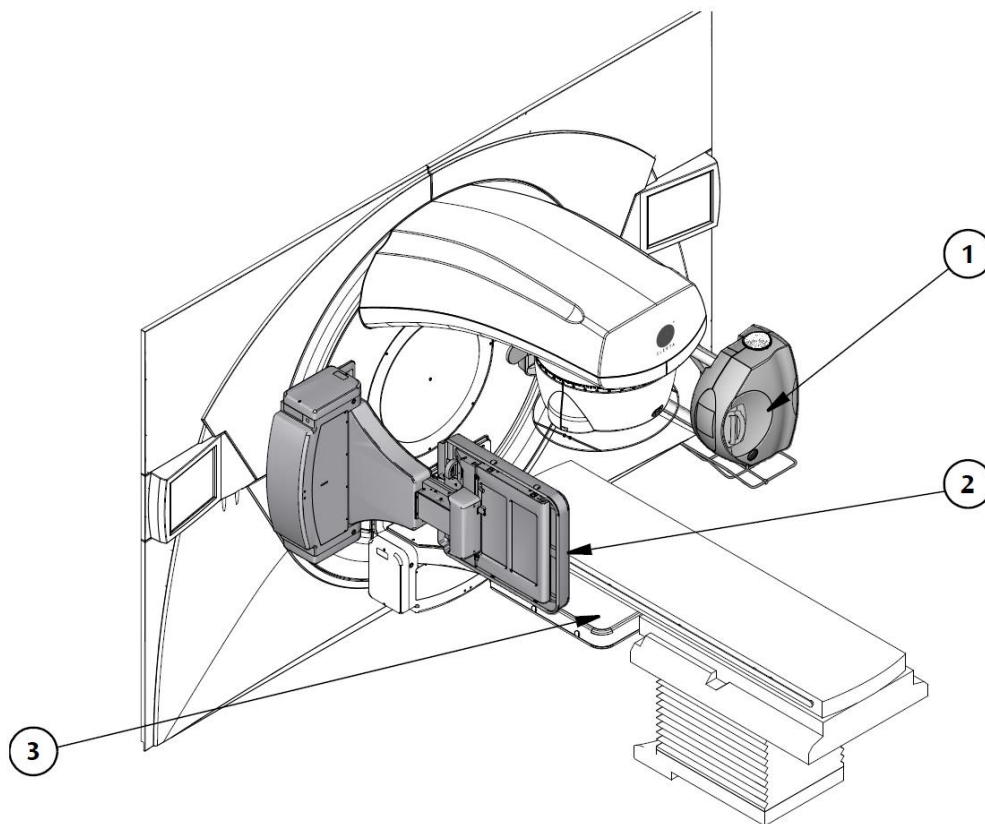


Figure 2.1 Elekta Synergy[®] IGRT equipment in the treatment room

- (1) kV source arm
- (2) kV detector panel
- (3) MV detector panel

Figura III-1. Equipamento XVI da Elekta Synergy (a cinzento escuro na imagem) [45]

Para este trabalho será usado o equipamento de imagem XVI da Elekta Synergy (Figura III-1). O Acelerador Linear Elekta Synergy tem integrado um equipamento de imagem produtor de raios-X, o XVI, e portanto apresenta duas funcionalidades no que respeita à aquisição de imagem para o posicionamento dos pacientes na unidade de tratamento: o XVI que utiliza kV proveniente de uma ampola de raios-X e o iViewGT[™] que utiliza feixes de MV proveniente do próprio Acelerador Linear. A funcionalidade do XVI será a componente mais usada para estudo neste trabalho. O sistema XVI controla o gerador kV, adquire imagens, reconstrói imagens de volume a partir dos conjuntos de imagens planares adquiridas, e armazena as imagens obtidas e reconstruídas com o objectivo de confirmar o posicionamento do paciente [44]. Os estudos com o dosímetro cintilador de plástico serão efectuados para uma tensão de tubo de 100 e 120 kV neste equipamento. O feixe de 120 kV corresponde a um HVL de 8.5 mm de Alumínio.

O uso de kV-CBCT dá-nos informações sobre a posição do paciente com mais precisão para o tratamento. O sistema XVI não se destina para diagnóstico [45]. Na sala de tratamento existem um braço do equipamento que é a fonte de kV e existe um painel detector de kV, que fazem parte do equipamento

XVI como se pode observar na Figura 4 (estes encontram-se opostos um ao outro). É necessário estender o braço da fonte kV e o painel detector kV para adquirir imagens com o sistema XVI [45].

Na sala de controlo deve ser iniciado manualmente a radiação de *quilovoltagem* com o sistema XVI e o teclado de função (FKP). Quando o painel de detector de *quilovoltagem* é aberto e a fonte de alta tensão proporciona raios-X, o sistema XVI adquire imagens [45]. Na sala de tratamento existe um controlador de mão (HHC) do sistema XVI. Este permite a abertura e ajuste do painel de detector kV. O sistema de controlo XVI que controla o gerador de alta tensão, adquire imagens, reconstrói imagens de volume dos conjuntos de imagens adquiridas e armazena as imagens obtidas e reconstruídas [45].

2. Dosímetro Cintilador de Plástico

De forma a avaliar a dose referida no **Capítulo II**, seguindo as normas da directiva 97/43/EURATOM [48] sobre a protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas, e tentando contornar as lacunas dos métodos utilizados nos dias de hoje para a avaliação de dose de kV-CBCT vamos usar um dosímetro cintilador de plástico desenvolvido no laboratório da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa para realizar a dosimetria de feixes de kV-CBCT.



Figura III-2. Dosímetro Cintilador de Plástico onde se pode observar o cintilador envolto por uma película branca e posteriormente por uma manga preta

O Dosímetro cintilador de plástico desenvolvido no âmbito deste trabalho é constituído por um cintilador de plástico acoplado a um cabo óptico (uma fibra óptica de plástico não cintilante) lido por um fotomultiplicador, sistema desenvolvido por Florbela Rêgo [47]. Ver Figura III-2.

O cintilador e o cabo óptico foram envolvidos por uma manga preta de polyester e estão acoplados por uma *grease* óptica de silicone (Figura III-2). O cintilador usado foi do tipo DC404 da Saint Gobain que emite luz na região do azul. As características principais do cintilador estão descritos na Tabela III-1. A luz é transportada do cintilador para o fotodetector por um cabo óptico de PMMA SK-80 produzido pela Mitsubishi. Devido ao cabo apresentar baixa atenuação do sinal, podemos utilizar cabos de vários metros de comprimento. Nos protótipos construídos o comprimento do cabo situou-se entre 10 e 12 metros conforme a versão. As propriedades do cabo óptico encontram-se na Tabela III-2. O sinal é lido por um fotomultiplicador, R647P da Hamamatsu (Figura III-3) cujas características principais se encontram na Tabela III-3. O acoplamento entre o cabo óptico e o fotomultiplicador é também realizado com *grease* óptica. O fotomultiplicador (PMT) foi alimentado por uma tensão de -800 V. A polarização negativa do PMT permite a leitura do sinal em corrente contínua uma vez que o ânodo do fotomultiplicador se encontra a um potencial zero de polarização. Ver Figura III-3.

O sinal recolhido à saída do fotomultiplicador é introduzido num amplificador de carga. Este foi desenvolvido dentro do grupo de investigação.

O fotomultiplicador foi colocado dentro de uma caixa de alumínio que quando fechada não permite a entrada de luz. Este encontra-se numa base de PMMA. A frente do fotomultiplicador acopla-se ao suporte de PVC onde também se introduz o cabo óptico. O suporte tem no seu interior um parafuso em plástico para garantir que o cabo óptico não se desvia da janela do fotomultiplicador. A entrada do cabo óptico na caixa faz-se através de uma peça maquinada em PVC com um diâmetro um décimo de milímetro superior ao do cabo óptico. Sobre esta peça de entrada (“nariz”) é colocada uma manga opaca para evitar entrada de luz exterior. Na caixa é colocado um conector de alta tensão SVH e um conector BNC para a saída de sinal (Figura III-3).

O dispositivo construído pode ser utilizado para a determinação da dose de radiação absorvida em fantasmas sólidos, líquidos ou em tecidos biológicos [47]. Em comparação com a câmara de ionização, este dosímetro apresenta algumas vantagens: é mais pequeno o que permite a introdução em cavidades de pequena dimensão, é relativamente transparente à radiação X e o sistema é mais barato que o sistema constituído por uma câmara de ionização mais electrómetro. Para além destas vantagens, o dosímetro poderá ser utilizado para a medida de dose in-vivo.

O dosímetro utilizado para avaliar a dose de kV-CBCT e que foi descrito neste capítulo já foi testado em meio clínico para mamografia na unidade de imagiologia do Hospital da Luz de Lisboa, com um tomógrafo Mammomat Inspiration da Siemens e forneceu medições de dose precisas na faixa de energia de mamografia. Ver gráfico deste estudo no ANEXO I.

Tabela III-1. Características do Cintilador [49]

Modelo	BC-404
Fabricante	Saint-Gobain
Pico de Emissão (mm)	408
Diâmetro (mm)	3
Comprimento (mm)	20
Nº Fotões/MeV	10500
Composição da Matriz	Poliviniltolueno (PVT)
Índice de Refracção	1.58
Densidade (g/cm³)	1.032

Tabela III-2. Características principais do Cabo óptico [50]

Modelo	SK-80
Fabricante	Mitsubishi
Diâmetro (mm)	1.96
Material	Acrílico (PMMA)
Peso Aproximado (g/m)	3.8
Índice de Refracção do Núcleo	1.49
Atenuação(dB/m)	0.15

Tabela III-3. Características do Fotomultiplicador [51]

Modelo	PMT R647P
Fabricante	Hamamatsu
Diâmetro (mm)	13
Comprimento de Onda (pico)	420
Material do Fotodetector	Bialkali
Material da Janela	Vidro Borosilicate
Tensão Máxima (V)	1250
Ruído Típico (Corrente escura) (nA)	1

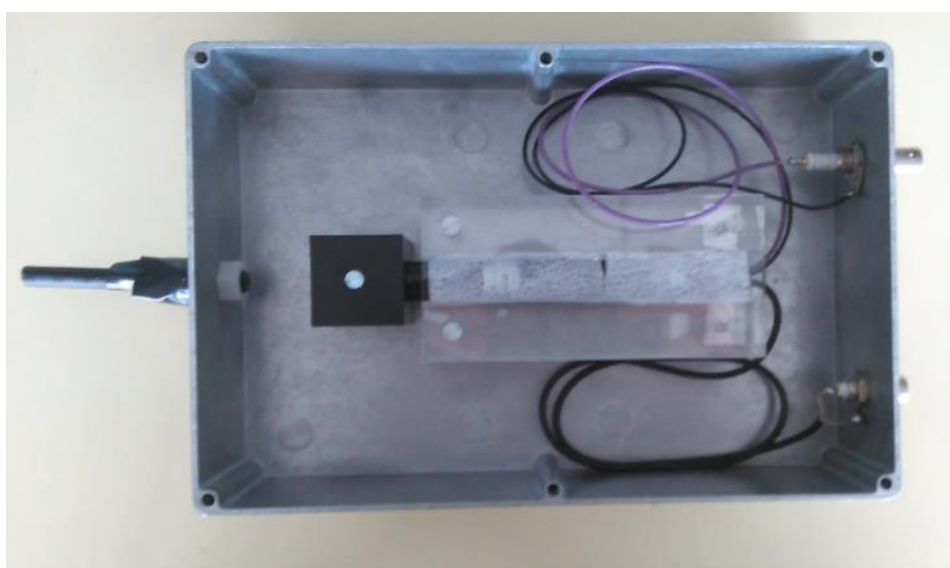


Figura III-3. Interior da caixa contendo o fotomultiplicador e o sistema de fixação do cabo óptico

2.1. Fonte de Tensão

A fonte de tensão foi desenvolvida no laboratório da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa e inclui um módulo de baixa tensão (Figura III-4) e um módulo de alta tensão (Figura III-5). No circuito de baixa tensão utiliza-se um regulador LM7812 da Fairchild. Se a dissipação de calor for adequada o regulador pode fornecer até 1 A de corrente de saída. Apesar de ser concebido como regulador de tensão fixa, este dispositivo pode ser utilizado como componente externo para tensões e correntes ajustáveis. Pode ver-se a Fonte de tensão desenvolvida na Figura III-6.

O módulo de alta tensão é composto pelo integrado C4900-01 da Hamamatsu. À saída do C4900 temos um condensador de alta tensão (220 nF/2kV) que melhora o *ripple* à saída. Um divisor de tensão constituído por uma resistência de 100 M Ω e 100 k Ω permite monitorizar a tensão de saída utilizando-se para o efeito um voltímetro digital.

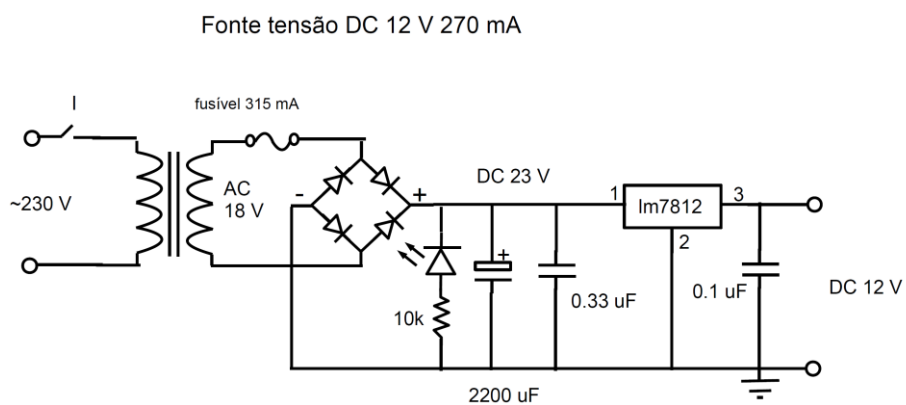


Figura III-4. Esquema do Módulo de Baixa Tensão

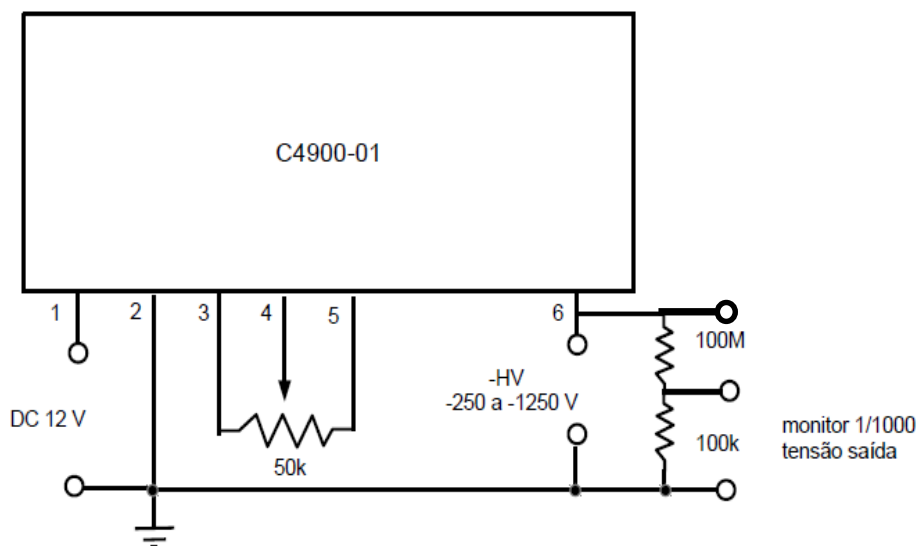


Figura III-5. Módulo de Alta Tensão

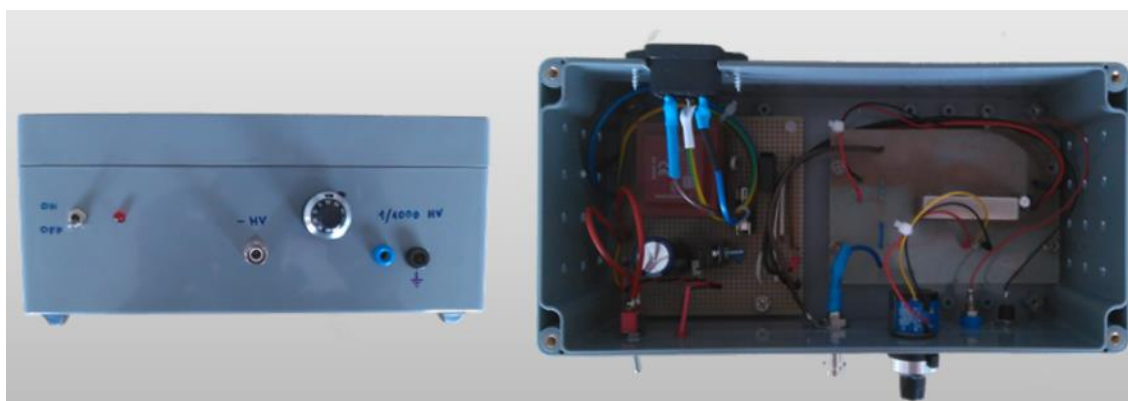


Figura III-6. Exterior e Interior da Fonte de Alta Tensão

2.2. Amplificador de Carga

O amplificador de carga (ver Figura III-7) foi desenvolvido no laboratório da faculdade e é baseado no amplificador de baixa intensidade de corrente de entrada, LCM6041 (Figura III-8). O amplificador é constituído por dois andares de amplificação sendo um andar de entrada constituído por um amplificador de transimpedância funcionando em modo de integração de corrente. A escolha do condensador da malha de retroacção permite seleccionar a escala em que funciona o amplificador. A resistência de 1 k Ω existente na malha de retroacção permite fazer o reset do amplificador quando um botão é pressionado. O segundo andar do amplificador é constituído por um seguidor de tensão realizado com base no integrado LF356 que possui um transistor FET de entrada. Este andar permite diminuir a influência do voltímetro de leitura sobre a tensão obtida à saída do primeiro andar. O circuito é alimentado por baterias de 9 V de forma a minimizar o ruído.

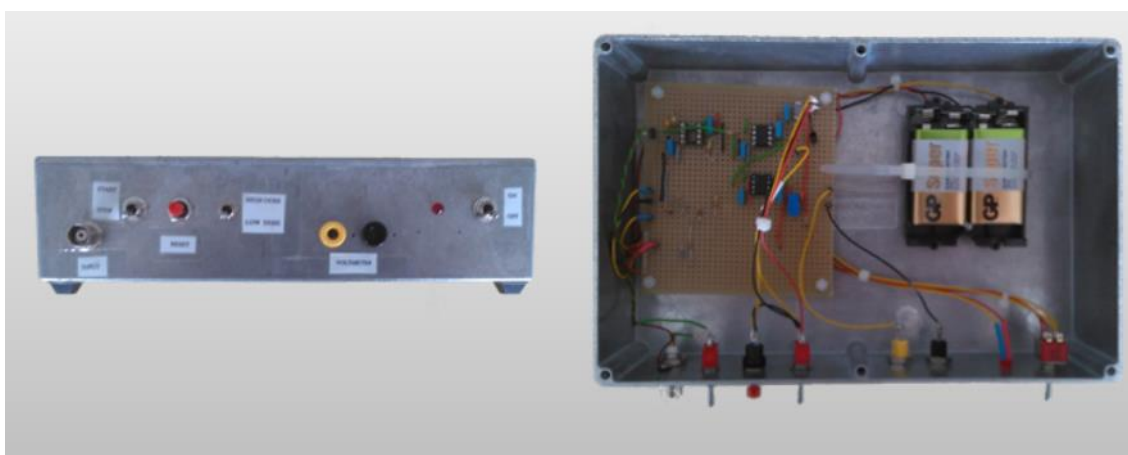


Figura III-7. Exterior e Interior do Amplificador de Carga

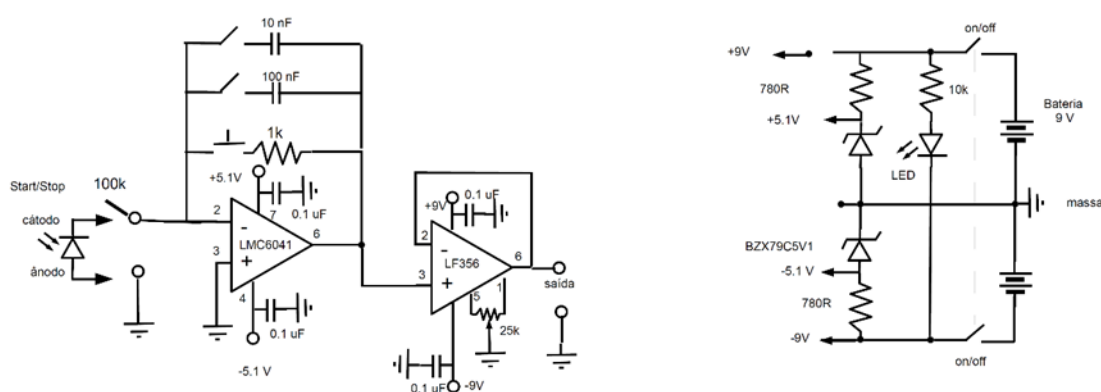


Figura III-8. Esquema do amplificador de carga (esquerda). À direita encontra-se o esquema da fonte de alimentação realizada com base em duas pilhas de 9 V e diodos de Zener, que de forma simples permitem alimentar o amplificador operacional LMC6041 com $\pm 5V$

3. Câmara de Ionização

A câmara de ionização utilizada foi a PTW Farmer TM30013-1728. É uma câmara de 0.6 cm³ e à prova de água para a realização de dosimetria em feixes de fótons e electrões. A incerteza desta câmara é de 1.1% (k=2). Possui um alcance em feixes de 30 KeV até 51 MeV. Este tipo de câmara é de construção rígida, o material da parede é grafite e o eléctrodo central é de alumínio. Esta câmara possui um cabo de 20 metros de comprimento. Para cada câmara é incluído um certificado de calibração para a calibração de dose absorvida água ou kerma em ar. As correcções em temperatura, pressão e humidade devem ser efectuadas para cada medida.

O factor de calibração $N_{(D,w)}$ para a qualidade do feixe de Co⁶⁰ é de 5.422×10^7 Gy/C e esta foi calibrada nas seguintes condições: Temperatura de 20° C, Pressão de 1013.25 hPa e Humidade relativa de 50%. A geometria utilizada na calibração foi para um campo de 10×10 cm², para um SSD de 100 cm e uma profundidade em água de 5 cm.

3.1. Protocolo Europeu versus o Protocolo Americano

Nos últimos anos, vários protocolos de dosimetria de raios-X de *quilovoltagem* foram publicados, e estes têm sido promovidas por várias organizações como por exemplo a AAPM (organização Americana), e IAEA (organização Europeia).

A dose absorvida foi determinada sob condições de referência para 120 kV usando dois protocolos de dosimetria diferentes TRS-398 (IAEA) [13] e TG-61 (AAPM) [54]. Estes protocolos usam diferentes formalismos para determinar a dose absoluta de um ponto de referência. Os protocolos da IAEA baseiam-se num factor de calibração de dose em água, $N_{D,w}$. Os outros protocolos baseiam-se em kerma em ar, com o factor de calibração N_K [13].

Alguns laboratórios padrão podem fornecer ao utilizador os tipos de factores de calibração. As condições de referência para os diferentes códigos são "na água" ou "no ar". Neste último caso, a dose tem de ser convertida em dose para água [13].

O código IAEA TRS-398 é baseado num fator de calibração em termos de dose absorvida para a água $N_{D,w}$ [13]. Os raios-X de tensão média começam a 80 kV e um HVL de 2 mm de Al. A dosimetria para a IAEA TRS-398 é muito simples e a equação a ser usada é a seguinte:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (\text{III-1})$$

Esta equação dá a dose em profundidade de referência em água, $D_{w,Q}$, a partir de uma leitura de medição a uma dada qualidade do feixe, M_Q , factor de calibração para a câmara de ionização com qualidade de referência, N_{D,w,Q_0} , e um factor de correcção de qualidade de referência para a qualidade do feixe de interesse, k_{Q,Q_0} .

Para uma energia média é usada uma profundidade de referência de 2 cm num simulador de água. A calibração inclui a calibração no fantoma e adição de efeitos da retrodifusão. O ponto de referência nas câmaras de ionização é no centro da cavidade para a câmara cilíndrica. O campo deve ter as medições de 10×10 cm².

A dosimetria com o protocolo AAPM TG-61 baseia-se num factor de calibração da câmara que é em termos de kerma no ar, N_K [54]. AAPM engloba energias de 40 kV até 300 kV. A fronteira entre raios-X de baixa e média energia está em 100 kV. Para raios-X de energia média num fantoma onde a dose é determinada a uma profundidade de 2 cm de um simulador de água, $D_{w,z} = 2$. O formalismo é como se segue:

$$D_{w,z=2} = MN_k P_{Q, cham} P_{sheath} \left[\frac{\mu'_{en}}{\rho_{air}^w} \right]_{water} \quad (III-2)$$

O factor $P_{Q, cham}$ é o factor de correcção total da câmara que leva em conta mudanças na resposta da câmara devido ao deslocamento de água pela câmara de ionização e a presença do eléctrodo central da câmara, a mudança em energia, e a distribuição angular do feixe de fótons num fantoma quando comparado àquela usada para calibração em ar [54].

Se as medições forem realizadas em água, deve ser usada uma protecção à prova de água quando a câmara não for impermeável. Uma vez que a câmara de ionização é calibrada com esta protecção deve ser adicionado o factor de correcção P_{sheath} .

O ponto de referência das câmaras de ionização é no meio do volume sensível nas câmaras cilíndricas. O tamanho do campo deve ser o mesmo que o utilizado na calibração da câmara de ionização, mas os efeitos das mudanças no tamanho do campo é levado em conta ao determinar os factores de correcção. Mudanças no tamanho do campo são principalmente devido a razões práticas.

Nos próximos capítulos são descritos os vários métodos para determinar os factores de correcção de ambos os protocolos.

No ANEXO II e III estão os protocolos TRS-398 e TG-61.

3.1.1. Correcção da Temperatura e Pressão

Para ambos os protocolos o factor de correcção para a temperatura e pressão calcula-se da mesma forma. Para o protocolo da AAPM este factor é P_{TP} .

$$k_{T,P} = \frac{(273.2+T) P_0}{(273.2+T_0) P} \quad (III-3)$$

Para calcular este factor procedeu-se à medição das condições de temperatura na sala durante os testes de determinação da dose absoluta. Para ambos os protocolos o factor de correcção para a temperatura e pressão calcula-se da mesma forma.

3.1.2. Correcção da Polaridade

O efeito na leitura da câmara de ionização pelo uso dos potenciais de polaridade opostos deve ser sempre verificado em comissionamentos dos sistemas de medida [54]. Para a maioria dos tipos de câmaras de ionização o efeito deve ser insignificante em feixes de fótons, com uma excepção para as câmaras de janela muito finas usados para raios-X de baixa energia [54]. Em feixes de partículas carregadas, principalmente electrões², o efeito pode ser significativo [54].

Quando uma câmara é usada num feixe que produz um efeito de polaridade mensurável, a verdadeira leitura é tomada como sendo a média dos valores absolutos das leituras efectuadas em ambas as polaridades [54]. Para um uso frequente da câmara de ionização, um único potencial de polarização e uma polaridade são adoptados [54]. No entanto, o efeito sobre a leitura da câmara de ionização do uso de potenciais de polarização de polaridade oposta para cada qualidade de feixe, Q , pode ser usado como um factor de correcção [54]:

² Para câmaras de placas paralelos o efeito polaridade é geralmente mais pronunciado em feixes de electrões de baixa energia [54]. No entanto, para certos tipos de câmaras têm sido demonstrado que o efeito da polaridade aumenta com a energia [54]. Por esta razão, o efeito da polaridade deve sempre ser estudado em todas as energias de electrões.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (\text{III-4})$$

Para ambos os protocolos o factor de correcção para a polaridade calcula-se da mesma forma. Para o protocolo da AAPM este factor é P_{pol} .

O M_+ é a leitura quando a carga recolhida é positiva e o M_- é a leitura quando a carga recolhida é a negativa. O M é a leitura correspondente à carga recolhida para as medições de referência aquando a calibração da câmara.

Para realizar este estudo basta alterar o sinal de tensão da câmara. É necessário aguardar um tempo entre a mudança do sinal da tensão para que se possa atingir o equilíbrio dos iões.

3.1.3. Correcção para o Tempo

É necessário corrigir o tempo que não é explicado pelo mecanismo temporizador da máquina durante a exposição de raios-X. Esta quantidade descreve a diferença de tempo entre quando o mecanismo temporizador é iniciado e quando o mA desejado e kVp são alcançados, ou o tempo finito necessário para o obturador se movimentar de completamente fechado para completamente aberto. Um efeito entre 0.5-3 s pode ser significativo no processo de calibração especialmente quando se trata de doses baixas ou tratamentos de pequena duração (~ 3 min ou menos). Podemos calcular este erro a partir da seguinte equação do protocolo IAEA TRS-398 [13]:

$$\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} \quad (\text{III-5})$$

E para o protocolo da AAPM TG-61 existe uma pequena diferença na equação e esta correcção para o tempo designa-se *end effect*:

$$\partial t = \frac{M_2 \Delta t_1 - M_1 \Delta t_2}{M_1 - M_2} \quad (\text{III-6})$$

Os valores M_A ou M_1 e M_B ou M_2 são leituras integradas nos seus respectivos tempos, t_A ou Δt_1 e t_B ou Δt_2 . A leitura M_B realiza-se em várias exposições pequenas, n .

Para realizar este estudo fez-se uma primeira exposição e registou-se o valor da leitura (M_A) e com o auxílio de um cronómetro registou-se o tempo (t_A). De seguida, efectuou-se duas exposições com metade dos *frames* da exposição anterior e registou-se os valores obtidos. A leitura destas duas exposições foi somada ficando igual ao M_B e o mesmo para o tempo ficando t_B .

3.1.4. Correcção para a Recombinação

Para determinar a dose absorvida no ar na câmara de ionização, a colecção completa dos iões formados pela radiação é requerida. Alguns dos iões recombinam com iões de carga oposta durante o seu caminho para o eléctrodo de recolha e alguns acabam por não ser recolhidos.

Têm sido desenvolvidos modelos para estimar o verdadeiro número de iões formados a partir de medições feitas com duas tensões diferentes. O valor é geralmente obtida usando a tensão habitual e metade da tensão habitual. Considere-se que V_H é a tensão de recolha normal para o detector, o M_{raw}^H é a leitura para a tensão V_H , e o M_{raw}^L é a leitura para V_L , onde $V_L/V_H \leq 0.5$.

Para calcular a correcção para a recombinação (P_{ion}) utilizamos a seguinte equação do Protocolo da AAPM TG-61 [54] (o único que têm em consideração este problema):

$$P_{ion} = \frac{1 - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2} \quad (III-7)$$

Geralmente, este valor está próximo da unidade. Se uma câmara apresenta um factor de correcção maior que 1.05, a incerteza torna-se inaceitável e tem de ser utilizada uma outra câmara de ionização [54].

Para realizar este estudo utilizou-se uma V_H de 400V e uma V_L de 200V.

3.1.5. Correcção da Leitura obtida pela Câmara de Ionização

Para corrigir a leitura da câmara de ionização para uma certa tensão V , utiliza-se a seguinte equação para o protocolo TRS-398 [13]:

$$M_Q = M k_{T,P} k_{elec} k_{pol} \quad (III-8)$$

Onde M é a leitura já corrigida para o tempo de exposição e k_{elec} . Estas duas quantidades podem ser encontradas descritas no protocolo TRS-398 nos ANEXOS II.

Para o protocolo TG-61, a equação difere um pouco [54]:

$$M = M_{raw} P_{elec} P_{TP} P_{ion} P_{pol} \quad (III-9)$$

O M_{raw} é a leitura da câmara de ionização e o P_{elec} pode ser encontrado descrito no protocolo TG-61 nos ANEXOS III.

3.1.6. Cálculo da Dose Absoluta

A calibração numa profundidade de referência (z_{ref}) da taxa de dose absorvida é feita pela seguinte equação (Protocolo TRS-398) [13]:

$$D_{w,Q(z_{ref})} = M_Q N_{D,w,Q0} k_{Q,Q0} \text{ (Gy min}^{-1}\text{)} \quad (III-10)$$

Onde $N_{D,w,Q0}$ é o factor de calibração da câmara de ionização e $k_{Q,Q0}$ é o factor de correcção para a qualidade do feixe do utilizador.

Para o protocolo TG-61 é bastante diferente, utilizando-se as seguintes equações [54]:

$$D_w = M N_k B_w P_{stem,air} \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air} \text{ (Gy)} \quad (III-11)$$

$$D = \frac{D_w}{t + \partial t} \text{ (Gy min}^{-1}\text{)} \quad (III-12)$$

Onde $P_{stem,air}$ é um factor de correcção para a dispersão de fotões devido ao eléctrodo central, e o B_w é o factor de *Backscatter* e $\left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air}$ é o factor de correcção para a atenuação da energia por densidade da água para o ar.

4. Electrómetro

Acoplado a câmara de ionização tem-se o electrómetro para auxiliar as medidas realizadas neste trabalho. O Electrómetro utilizado foi o PTW Unidos ET10008-80367. Estes electrómetros são muito utilizados na rotina dosimétrica quer de radiodiagnóstico como em radioterapia. Este dispositivo permite medir doses ou taxas de dose.

As suas características principais são: um intervalo de dose entre 0.1 mGy a 3.0 mGy e um intervalo de taxas de dose entre 0.6 mGy/min a 3000 Gy/min.

5. MOSFET

Neste trabalho foi utilizado o MOSFET TN-502 RDM-H azul com o número de série 3456 (leitor TN-RD-16 modo: high bias e standard). Este dosímetro pode ser usado em dosimetria in vivo com um revestimento de plástico especial para maior durabilidade [59].

Para realizar os testes com os MOSFET's foram usadas 8 placas de água sólida tipo PTW RW3 de 1 cm. Para ler o MOSFET foi necessário um sistema de leitura próprio e o programa *mobile MOSFET* 24.0 da Best Medical Canada [59].

6. Filme Radiocrômico

O filme de dosimetria utilizado foi o GAFCHROMIC XR-QA2 que foi projetado especificamente como uma ferramenta de controlo de qualidade para radiologia [60].

Este filme garante resultados com um elevado contraste cujo resultado é consistente, com detalhe de imagem a mais de 5000 dpi. Os resultados deste tipo de filme são de fácil leitura e são auto-reveláveis. As principais características são: não necessita de processador, os resultados de calibração são instantâneos, dados com alta integridade, o contraste está melhorado neste tipo de filme, sensível a uma dose na gama de 0.1 cGy até 20 cGy, apresenta um baixo custo, é fácil de usar e pode ser manuseado à luz ambiente [60].

7. Fantomas

Para este trabalho foi necessário utilizar fantomas de qualidade de imagem e de medição de dose diferentes que serão brevemente descritos.

O primeiro fantoma, Figura III-9, é um fantoma que possui três placas que podem ser unidas por um conjunto de 4 parafusos de forma a diminuir os efeitos de dispersão de electrões entre o ar e o fantoma. Todas as peças são de acrílico (incluindo parafusos e porcas). Os furos nos cantos de cada placa têm dimensões idênticas na placa inferior e superior. Assim que são apertados os parafusos ficam no interior da placa, próximos à superfície. As dimensões deste fantoma são 108.0 mm x 102.0 mm x 15.0 mm. Este fantoma permite fazer medidas em três profundidades diferentes. Existem duas placas que tem um furo interior para a colocação do dosímetro cintilador de plástico e da câmara de ionização com as respectivas medidas, um furo de 4.5 mm e profundidade de 55.0 mm e um furo de 9.0 mm e profundidade de 63.0 mm.



Figura III-9. Fantoma desenhado e desenvolvido no laboratório da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

O segundo fantoma, Figura III-10, é um fantoma que possui uma placa para inserção do MOSFET, uma para o dosímetro cintilador de plástico e outra para a câmara de ionização. No caso da placa para a inserção do dosímetro cintilador, consiste de acrílico com dimensão de $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$, com um furo de 0.55 cm de diâmetro e 16.0 cm de comprimento.

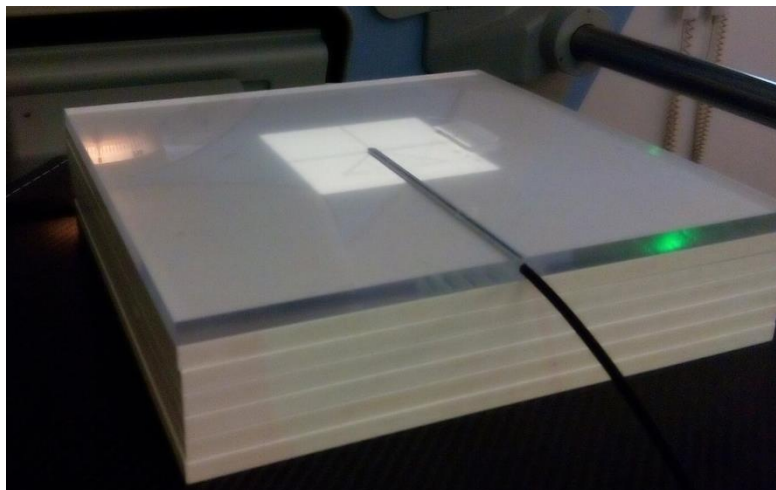


Figura III-10. Exemplo do fantoma construído para o dosímetro cintilador de plástico.

Por fim, os último fantasmas, são os fantasmas de CT, como se pode ver na Figura III-11. Os fantasmas são cilíndricos e de PMMA que tem 15 cm de comprimento, uma densidade de $1.19 \pm 0.01 \text{ g/cm}^3$ e ainda 16 ou 32 cm de diâmetro, representando uma cabeça ou corpo de um adulto, respectivamente.

Todos os fantasmas apresentam orifícios que permitem a colocação de câmaras de ionização em diferentes locais (1 orifício ao centro e 4 na periferia). As câmaras são introduzidas centro e à periferia do fantoma.

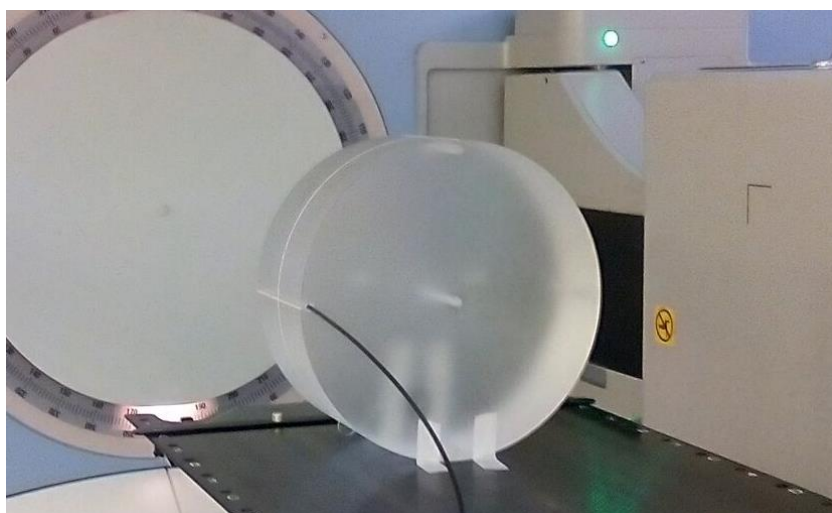


Figura III-11. Fantoma utilizado para representar o corpo com 32 cm de diâmetro.

Capítulo IV. MÉTODOS

1. Testes em Feixes Planares

1.1. Half-Value Layer, HVL

Para caracterizar a qualidade do feixe de raios-X clínico é necessário determinar a camada semi redutora (HVL).

O HVL é utilizado para caracterizar o feixe. O 1º HVL é definido como sendo a espessura de um meio atenuador que reduz a taxa de kerma no ar de um feixe de raios-X num ponto de referência a 50% em comparação com a taxa de kerma no ar para o feixe não atenuado [54]. É especificado em termos de “mm de Al” para baixas energias e “mm de Cu” para energias médias. Pode-se usar o primeiro termo até 150 kV.

A qualidade do feixe depende de diferentes factores como, por exemplo, o potencial do tubo, do material do *target* e espessura e material do meio atenuador.

A medição de HVL pode ser afectada pela dependência energética dos dosímetros utilizados e pelo procedimento executado [13].

Para realizar o cálculo do HVL é necessário que as câmaras de ionização estejam calibradas para uma qualidade de feixe próxima da qualidade de feixe que queremos conhecer em termos de HVL e potencial de tubo de forma a validar o factor de calibração na situação clínica. A determinação do HVL envolve a medição da variação do kerma em ar com a espessura do atenuador num ponto sem dispersão e estreito. Ou seja, para estas medições são necessários detectores com uma espessura de *buildup* suficiente para eliminar o efeito de electrões contaminantes.

Para determinar o HVL do feixe clínico de kV-CBCT foi usado o seguinte material:

- Colimador de *Cerrobend* (liga metálica de lipowitz - composto por bismuto, chumbo, estanho e cadmio) com espessura de 0.65 cm e com as seguintes dimensões (Figura IV-1):

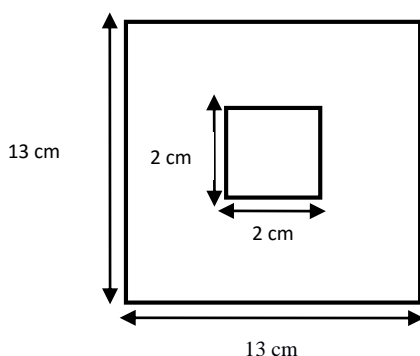


Figura IV-1. Dimensões do Colimador de Cerrobend (não se encontra à escala real)

- Câmara de Ionização de Medida/Referência: PTW Farmer TM30013-1728;
- Câmara de Ionização de Controlo do feixe: PTW cilíndrica de 0.125 cm² M233642-1017;
- Electrómetro ligado a Câmara de Ionização de Medida/Referência: PTW Unidos ET10008-80367;
- Electrómetro ligado a Câmara de Ionização de Controlo do feixe: PTW Unidos Weblin T10021-00417;
- Três suportes: dois para as câmaras de ionização e um para as placas de alumínio;
- Placas de Alumínio com várias espessuras e com uma pureza de 99.9%;

- Placas de Cobre com várias espessuras e com uma pureza de 99.9%;
- Placas de acrílico para suportar todo o setup;

Esta experiência teve por base dois setups diferentes e para ambos determinou-se o HVL. A diferença entre o primeiro e segundo setup é o posicionamento do colimador. No setup 1, o colimador foi colocado entre a câmara de ionização de medida e as placas de alumínio (Figura IV-2). No setup 2, o colimador foi colocado entre as placas de alumínio e a câmara de ionização de controlo (Figura IV-3). No setup 2 foi medido o HVL em termos de “mm de Cu” para além dos “mm de Al”. Em ambos setups foram utilizadas as mesmas câmaras de referência e de controlo, bem como os respectivos electrómetros descritos nos materiais. É importante referir que a distância do isocentro à fonte é de 1000 mm. Ambas as Figuras IV-2 e IV-3 não se encontram à escala real. Podem ser encontradas fotografias dos diferentes *setups* no ANEXO IV.

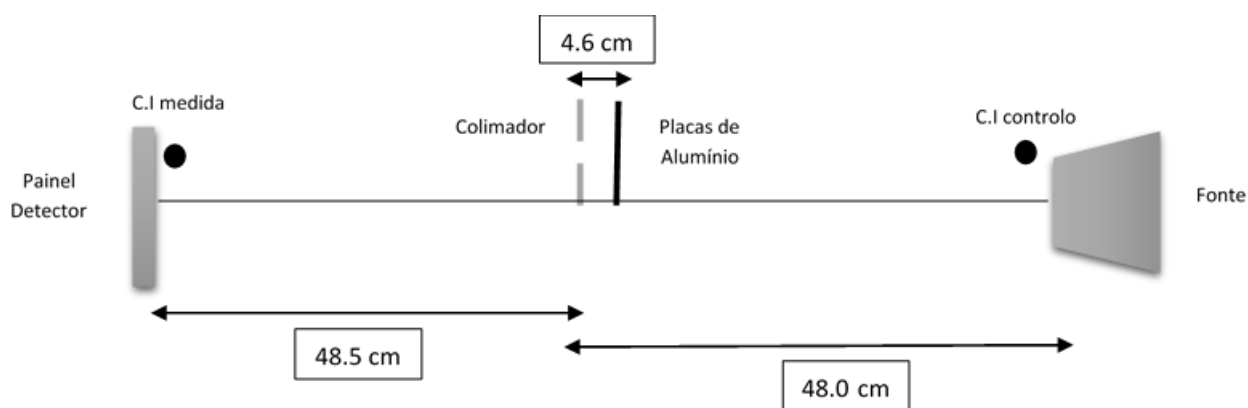


Figura IV-2. Esquema do Setup 1

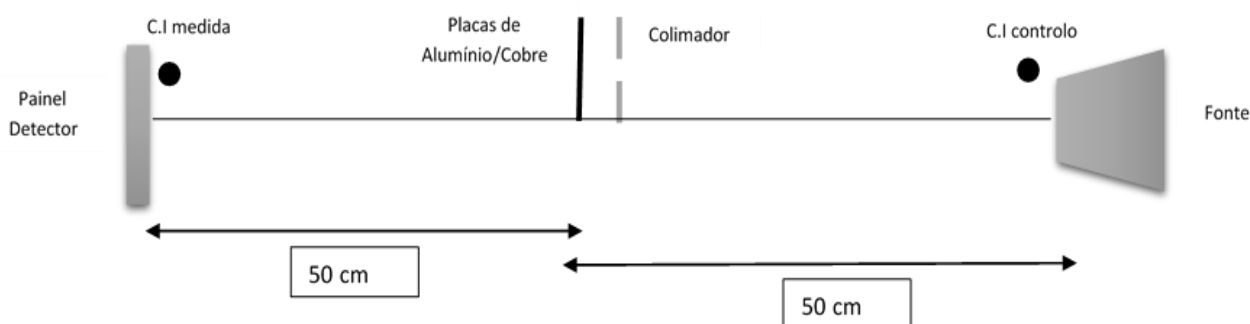


Figura IV-3. Esquema do Setup 2

É necessário ter em consideração as condições iniciais antes de cada medida para que se possa comparar os resultados e verificar se algum factor possa estar a influenciar a medida.

Para cada setup as condições iniciais de temperatura, pressão e humidade encontram-se na Tabela IV-1.

Tabela IV-1. Condições Ambientais iniciais da sala de teste para cada setup.

Condições ambientais	Setup 1	Setup 2
Temperatura (°C)	23.4	22.8
Humidade relativa (%)	29.6	43.9
Pressão (hPa)	1011.1	1008

Para cada setup as condições finais de temperatura, pressão e humidade encontram-se na Tabela IV-2.

Tabela IV-2. Condições Ambientais finais da sala de teste para cada setup

Condições ambientais	Setup 1	Setup 2
Temperatura (°C)	23.3	23.0
Humidade relativa (%)	39.0	43.9
Pressão (hPa)	1011.4	1008.5

Para ambos setups foi utilizado o mesmo preset onde as suas condições podem ser encontradas na Tabela IV-3. O filtro utilizado, F1, designado também por filtro bowtie é constituído por alumínio. No entanto, para posicionar a câmara e os setups utilizou-se o preset “modHead120”. O filtro utilizado, F1, é constituído por alumínio. O colimador utilizado é constituído por chumbo e é possível encontrar os detalhes [45] do seu tamanho e forma no ANEXO V.

Tabela IV-3. Características do preset utilizado para posicionar a câmara de ionização

Preset	Energia do Feixe (kV)	Filtro	Colimador (cm ²)	Frames
HVL	120	F1	15x15	80

Para realizar a determinação do HVL é necessário que o colimador apresente um diâmetro igual ou menor a 4.0 cm. O detector deve estar a 50 cm do material atenuador (alumínio ou cobre) e do colimador [54]. A fonte também se deve encontrar a 50 cm do material atenuador e do colimador [54].

Antes de iniciar tudo é necessário garantir que os electrómetros se encontram com a tensão a zero volt e é preciso ligar as câmaras de ionização para que possam estabilizar e seleccioná-las nos respectivos electrómetros. É ainda necessário seleccionar um preset para um paciente adulto normal.

Tomando todas as devidas precauções, procede-se à montagem do *setup* experimental. São usadas duas câmaras de ionização, a de referência ou medida e a de controlo de feixe. A câmara de ionização de medida é utilizada para medir a carga após a radiação atravessar o meio atenuador. A câmara de ionização de controlo de feixe como o próprio nome indica permite-nos verificar se ao longo das medições existem ou não mudanças no feixe, e esta câmara não pode ser afectada pelo material atenuador, por isso, encontra-se distante deste.

Após a montagem é necessário fazer uma radiografia para confirmar a posição da câmara, é importante que esta se encontre centrada com o feixe. A centralização da câmara de ionização com o feixe é avaliada através da aquisição de uma imagem planar com o próprio feixe de raios-X. Antes de iniciar as medições é necessário registar as condições ambientais da sala (temperatura, pressão e humidade).

De seguida, procede-se às medidas. Inicialmente, faz-se uma medida sem material atenuador e registam-se os valores da câmara de medida/referência e da câmara de controlo. Sendo que na primeira medida repetiu-se duas vezes o procedimento. Posteriormente, adiciona-se placas de alumínio que começam numa espessura que vai desde 1.01 mm até 12.11 mm ou adiciona-se placas de cobre que começam numa espessura que vai desde 0.25 mm até 1.25 mm. Para cada espessura são feitas duas medições de forma a obter resultados coerentes.

Após as medições são registados os valores finais das condições ambientais da sala (temperatura, pressão e humidade).

No primeiro *setup*, mediu-se o HVL em “mm de Al” e no segundo *setup* mediu-se o HVL em “mm de Al” e em “mm de Cu” para a determinação do 2º HVL.

1.2. Comparação do sinal do Dosímetro Cintilador de Plástico com a Câmara de Ionização

O dosímetro cintilador de plástico foi testado para feixes de 100 e 120 kV, tendo as medidas sido comparadas com as de uma câmara de ionização. Foi utilizado o fantoma de placas de acrílico em que uma das placas continha uma cavidade para a introdução do dosímetro podendo essa placa ser colocada em posições distintas correspondendo a três profundidades. O conjunto de características do teste efectuado (*Preset*) para os dois feixes encontra-se na Tabela IV-4. As condições de temperatura, pressão e humidade relativa da sala onde foram realizadas as medidas estão presentes na Tabela IV-5. O filtro utilizado, F1, é constituído por alumínio. O colimador utilizado é constituído por chumbo e é possível encontrar os detalhes [45] do seu tamanho e forma no ANEXO V.

Tabela IV-4. Características do Preset utilizado na calibração do dosímetro cintilador de plástico

Preset	Tensão do Tubo (kV)	Colimador	Filtro	Corrente (mA.s)	Frames
Mod Head	100/120	S20	F1	6.6	66

Tabela IV-5. Condições de Temperatura, Pressão e Humidade na sala de tratamentos

Temperatura (°C)	Humidade relativa (%)	Pressão (hPa)
23.6	37.8	1024.7

Para realizar este estudo, o fantoma foi posicionado na mesa de tratamento com o auxílio dos lasers existentes na sala. Tanto o dosímetro cintilador como a câmara de ionização foram em testes separados colocados no interior do fantoma, em três profundidades diferentes como podemos ver na Figura IV-4. De notar que o fantoma de placas possui para cada um destes dosímetros uma placa com um furo de tamanho adequado e diferente em cada caso.

Os resultados obtidos foram posteriormente tratados para obter a relação entre o sinal do cintilador e a dose dada pela câmara de ionização. Esta relação permite-nos converter o sinal do cintilador em dose nesta gama de energias.

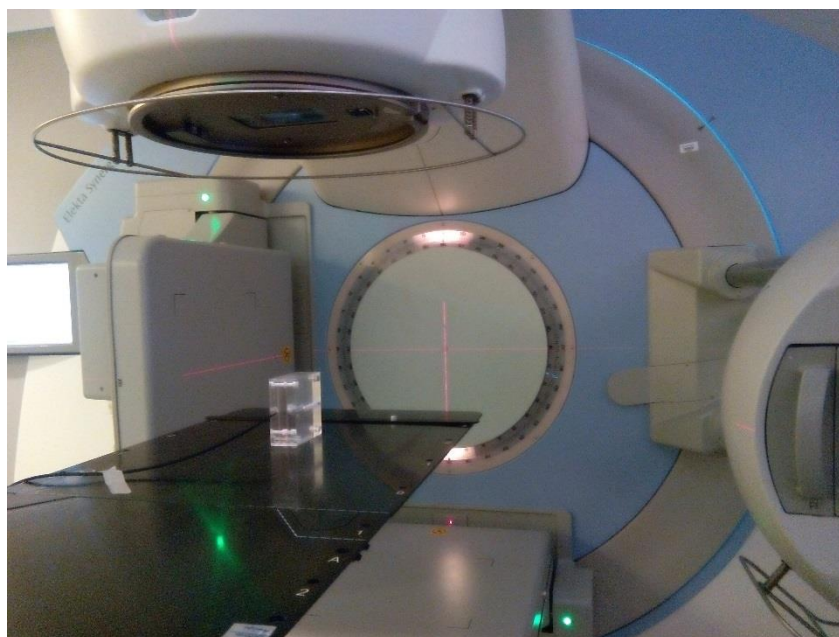


Figura IV-4. Dosímetro Cintilador de Plástico no interior do Fantoma

1.3. Estimativa de Dose Absoluta com o Dosímetro Cintilador de Plástico

O objectivo deste teste foi estimar a dose absorvida no dosímetro cintilador de plástico quando inserido nas placas de água sólida (Figura IV-5) em condições de reprodutibilidade, na mesma posição, no mesmo preset e nas mesmas condições ambientais, isto permitirá uma comparação com outros dosímetros. Para realizar os testes com o dosímetro cintilador de plástico foram usadas 7 placas de água sólida de 1.00 cm de espessura, 1 placa de água sólida de 0.50 cm de espessura e 1 placa de acrílico de 1.00 cm de espessura.

Utilizou-se o *preset* cujas características se encontram descritas na Tabela IV-6. O filtro utilizado, F1, é constituído por alumínio (mais detalhes sobre o filtro no Anexo V).

Tabela IV-6. Características do Preset utilizado para estimar a dose absoluta com o dosímetro cintilador de plástico

Preset	Energia do Feixe (kV)	Dimensão do Campo (cm²)	Filtro	Corrente por frame (mA)	mS por frame	Nº de Frames
HVL	120	15×15	F1	25	40	80

As condições de Temperatura, Pressão, Humidade na sala encontram-se descritas na Tabela IV-7.

Tabela IV-7. Condições de Temperatura, Pressão e Humidade na Sala dos Testes

Temperatura (° C)	Temperatura da Água Sólida (° C)	Humidade relativa (%)	Pressão (hPa)
22.85	22.7	54.2	987



Figura IV-5. Setup para estimar a dose absorvida no meio pelo Dosímetro Cintilador de Plástico

No *setup* deste estudo foi usada a SSD de 100 cm seguindo o protocolo IAEA TRS-398 para uma profundidade de 2 cm ($PDD = 80\%$) [13].

Inicialmente e para garantir a reprodutibilidade dos testes, as placas de água sólida foram colocadas a 100 cm do isocentro do acelerador. Esta distância é verificada com o auxílio do telémetro DFS e escala óptica do acelerador.

Por cima das placas de água sólida (seis placas de 1 cm) foi colocada uma placa de acrílico onde foi introduzido o dosímetro cintilador de plástico (cujo ponto efectivo medido foi de 2.7 cm). Ainda foram colocadas duas placas de água sólida (uma de 1 cm e outra de 0.5 cm) por cima da placa de acrílico para completar a profundidade de 2 cm. O ponto efectivo do dosímetro cintilador de plástico foi alinhado com os lasers presentes na sala. Após o posicionamento procedeu-se o registo do sinal proveniente do dosímetro cintilador de plástico. Este sinal foi posteriormente convertido em dose a partir da calibração que foi efectuada para o dosímetro cintilador de plástico neste equipamento com feixe kV-CBCT.

1.4. Estimativa de Dose Absoluta com Câmara de Ionização

Para realizar os testes com a câmara de ionização foram usadas 10 placas de água sólida (8 placas de 1 cm, 1 placa de água sólida de 1 mm e 1 placa de água sólida de 2 mm). Foi necessário o electrómetro Unidos E T10008 com o número de série 80367. O *preset* utilizado (Figura IV-6) e as condições de medida encontram-se descritos na Tabela IV-6 e IV-7.

Foi usada a SSD de 100 cm seguindo o protocolo IAEA TRS-398 para uma profundidade de 2 cm ($PDD = 80\%$) [13]. Inicialmente e para garantir a reprodutibilidade dos testes, as placas de água sólida foram colocadas a 100 cm do isocentro do acelerador.

A câmara foi colocada numa placa de água sólida própria e a leitura é feita através do electrómetro. Após a leitura os valores são registados e a estes aplicam-se protocolos que são descritos no **Tópico 3.1** do **Capítulo III**.

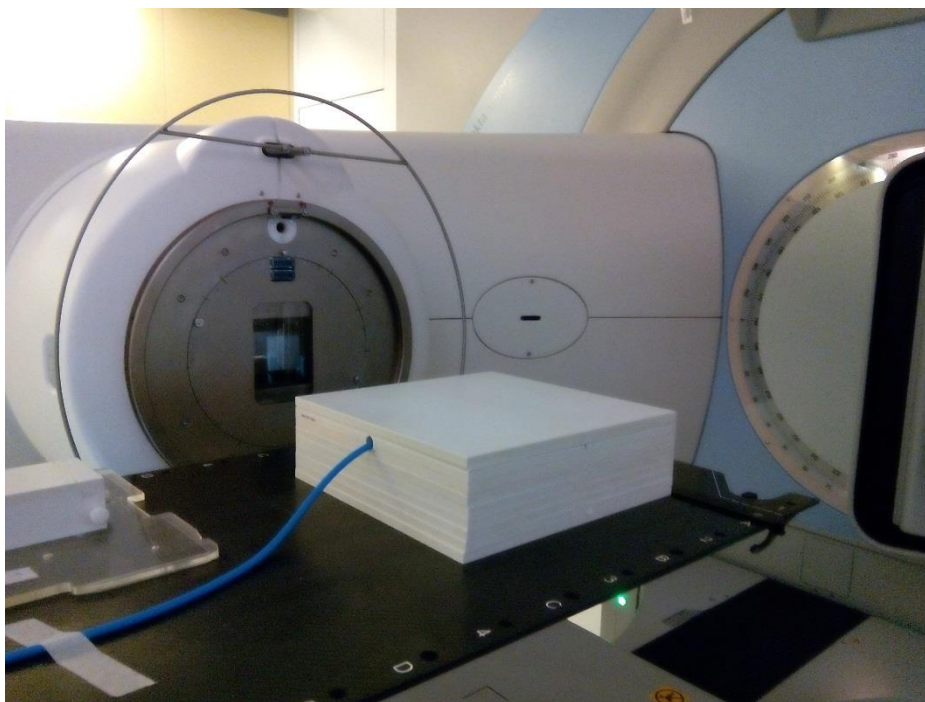


Figura IV-6. Setup para estimar a dose absorvida no meio pela Câmara de Ionização

1.5. Estimativa de Dose Absoluta com o MOSFET

Para estimar a dose absoluta num determinado ponto com o MOSFET utilizou-se o *preset* HVL e as condições de medida que se encontram na Tabela IV-6 e IV-7. Antes de efectuar as medições o MOSFET foi calibrado para kilovoltagem [56].

Para realizar os testes com a câmara de ionização foram usadas 8 placas de água sólida de 1 cm. O MOSFET foi colocado numa placa de acrílico como o dosímetro cintilador de plástico (Figura IV-7). Foi ligado a um sistema de leitura próprio de forma a obter o sinal do dosímetro após a sua irradiação.

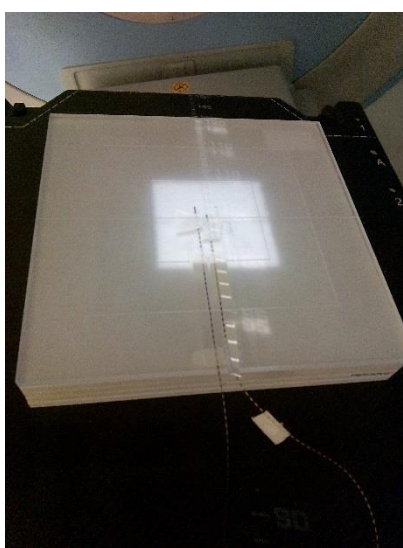


Figura IV-7. Setup para estimar a Dose por MOSFETs

Aplicando o coeficiente de calibração teórico [57] do MOSFET para o feixe 120 kV do equipamento XVI na leitura média obtida é possível obter a dose absorvida no meio. Foram estimados dois valores, um no modo *standard* e o outro no modo *High bias*. O valor do coeficiente de calibração teórico para o modo *standard* é de 10 mV/cGy e para o modo *High bias* é de 30 mV/cGy [57].

1.6. Teste de Simetria/Homogeniedade com Filme Radiocrómico

De forma a termos uma comparação entre dosímetros mais viável e fidedigna utilizou-se o filme GAFCHROMIC XR-QA2 para avaliação da uniformidade do feixe no campo de radiação. Utilizou-se o *preset* e as condições de medida que se encontram na Tabela IV-2 e IV-3. O filme foi colocado sobre os MOSFETS (Figura IV-8). Este foi sujeito a 20 irradiações para que conseguíssemos atingir a faixa linear do MOSFET (entre os 12 mV e os 24 mV).

A avaliação do perfil e simetria foi realizada em termos relativos, levando em conta o enegrecimento do filme. Para isso irradiou-se 4 filmes com 6 MV, o primeiro sujeito a 10 unidades monitoras, o segundo com 20 unidades monitoras e o terceiro com 50 unidades monitoras, e, por fim, um quarto com zero unidades monitoras.

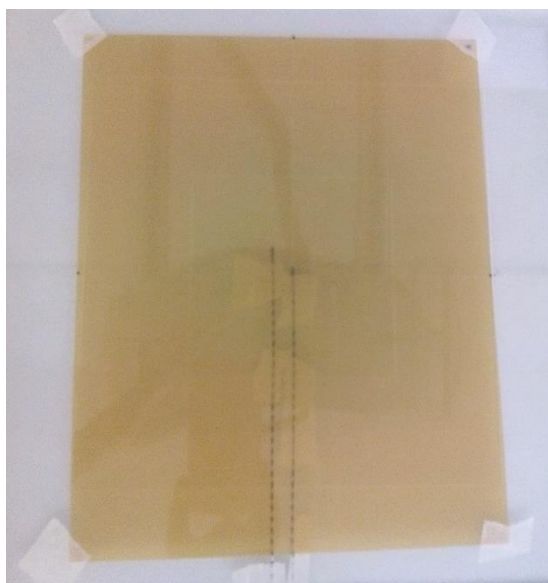


Figura IV-8. Filme Radiocrómico GAFCHROMIC EBT3

2. Testes em Feixes Cónicos

2.1. Dose Absorvida num fantoma de CT com o Dosímetro de Cintilador de Plástico

Foi utilizado o dosímetro cintilador de plástico de forma a reproduzir os testes efectuados para calcular o CBDI (Figura 23). Este procedimento da obtenção do CBDI é descrito detalhadamente no **Capítulo II**. O objectivo deste estudo foi comparar os resultados com o dosímetro contilador com os resultados dados pela câmara de ionização. Para realizar este estudo foram necessários os seguintes materiais:

- Dois fantasmas cilindros de polimetilmetacrilato representando uma cabeça ou corpo de um adulto, respectivamente (descritos no **Tópico 7** do **Capítulo III**);

- Dosímetro Cintilador de Plástico;

- Termómetro;

- Barómetro;

- Higrómetro;

- Cronómetro.

Para este estudo usamos *Presets* diferentes cujas características se encontram na Tabela IV-8. O filtro utilizado, F1, é constituído por alumínio. Os colimadores utilizados são constituídos por chumbo e é possível encontrar os detalhes [45] do seu tamanho e forma no ANEXO V.

Tabela IV-8. Características dos Presets para o estudo da dose absorvida num fantoma de CT

Preset	Filtro	Colimador	Tensão do Tubo (kV)	Tempo de Exposição (s)	Corrente Integrada (mAs)	Nominal Scan Dose (mGy)
Mod Head&Neck S20	F1	S20	120	120	66.0	2.01
Prostate M15	F1	M15	120	120	1689.6	32.2

As condições ambientais na sala que permitiram a realização dos testes encontram-se na Tabela IV-9.

Tabela IV-9. Condições de Temperatura, Pressão e Humidade na sala de testes

Temperatura (° C)	Pressão (hPa)	Humidade Relativa (%)
24.1	1018.0	38.5

Inicialmente verificam-se as condições da sala, nomeadamente a temperatura, pressão e humidade relativa.

O fantoma foi colocado em cima da mesa, foi posicionado e alinhado utilizando as luzes de laser da sala de tratamento. Como auxílio ao posicionamento dos fantasmas utilizou-se uma fita adesiva para que este não se movimentasse. Após o posicionamento foram adquiridas leituras com o dosímetro cintilador de plástico no centro (C) e nos quatro pontos da periferia (N, E, S e O) do fantoma, sendo que enquanto o cintilador se encontrava introduzido num destes pontos os restantes estavam preenchidos por estruturas cilíndricas feitas do mesmo material do fantoma (PMMA). Para cada ponto foram realizadas duas leituras de forma a verificar a repetibilidade ou consistência das mesmas. Para cada medida foi cronometrado o tempo de irradiação. A Figura IV-9 mostra o *setup* utilizado neste procedimento.

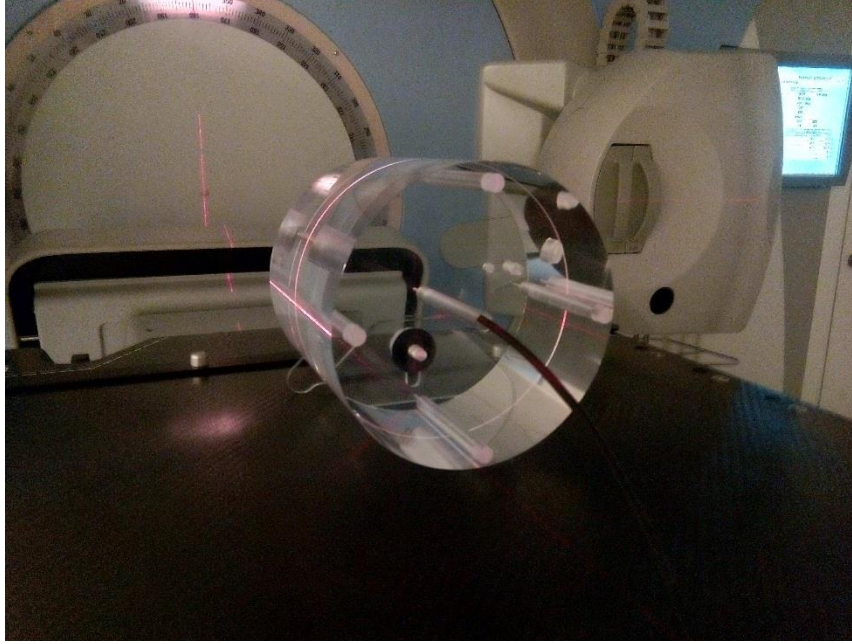


Figura IV-9. Setup para estimar a dose num fantoma de CT

2.2. Dose Absorvida num fantoma de CT com a Câmara de Ionização

O índice de dose do CBCT é medido através de fantasmas de referência de CTDI para várias zonas anatómicas (cabeça, pescoço, peito, pélvis e próstata). O objectivo deste estudo é verificar se o valor da dose estabelecido nas condições de aceitação do equipamento está de acordo com o visualizado na consola.

As *guidelines* Europeias para a qualidade das imagens convencionais de CT foram publicadas pela Comissão Europeia. Estas descrevem um índice de dose ponderado $CTDI_w$ que é uma componente chave dos níveis de dose de referência Europeus para diferentes locais anatómicos. O CTDI é um integral do perfil de dose longitudinal e cuja sua definição formal é:

$$CTDI = \frac{1}{L} \int_{-Z/2}^{Z/2} D(z) dz [mGy] \quad (IV-1)$$

Onde $D(z)$ é o perfil de dose e Z é a zona de integração que cobre a maior parte da penumbra. A IEC recomenda um $Z=10$ cm no CTDI.

Para o CDBI, o L na Eq. IV-1 representa o comprimento da câmara de 10 cm. Paralelamente ao $CTDI_w$, o $CBDI_w$ reflecte a variação da dose depositada no plano central (c) e periférico (p) nos fantasmas de referência [29].

$$CBDI_w = \frac{1}{3} CBDI_c + \frac{2}{3} CBDI_p [mGy] \quad (IV-2)$$

$${}_n CBDI_w = \frac{CBDI_w \times 100}{E} [mGy 100 mAs^{-1}] \quad (IV-3)$$

Na Eq. IV-3, o E representa a exposição em mAs e o n foi a forma de Amer et al. [29] distinguir as duas formas de calcular o Índice de Dose ($CBDI_w$).

Para realizar este estudo foram necessários os seguintes materiais:

- Dois fantasmas cilindros de polimetilmetacrilato representando uma cabeça ou corpo de um adulto, respectivamente (descritos no **Tópico 7** do **Capítulo III**);

- Câmara de ionização Lápis TM 30009 da PTW ($N_K=80.7 \text{ Gy.cm}/\mu\text{C}$ e incerteza expandida U de $3.6 \text{ Gy.cm}/\mu\text{C}$, determinada pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto Superior Técnico);

- Electrómetro Unidos Weblin da PTW;
- Termómetro;
- Barómetro;
- Higrómetro;
- Cronómetro.

Para este estudo usamos Presets diferentes cujas características se encontram na Tabela IV-10. Os filtros utilizados são o F0, considerado como o “filtro branco”, e o F1, um filtro de alumínio. Os colimadores utilizados são constituídos por chumbo e é possível encontrar os detalhes [45] do seu tamanho e forma no ANEXO V.

Tabela IV-10. Características dos Presets utilizados para estimar o CBDI

Preset	Filtro	Colimador	Tensão do Tubo (kV)	Tempo de Exposição (s)	Corrente Integrada (mAs)	Nominal Scan Dose (mGy)
Head&Neck	F0	S20	100	66	36.6	1.2
Mod Head&Neck S20	F1	S20	120	66	66	2.01
Chest M20	F1	M20	120	120	1056	22
Pelvis M20	F1	M20	120	120	1056	22
Prostate M15	F1	M15	120	120	1689.6	32.2

Este estudo teve por base o seguinte setup (Figura IV-10): foi colocado um dos fantasmas sobre a mesa. A mesa encontra-se entre a fonte de raios-X e o detector. É utilizada uma câmara lápis num dos furos do fantoma.

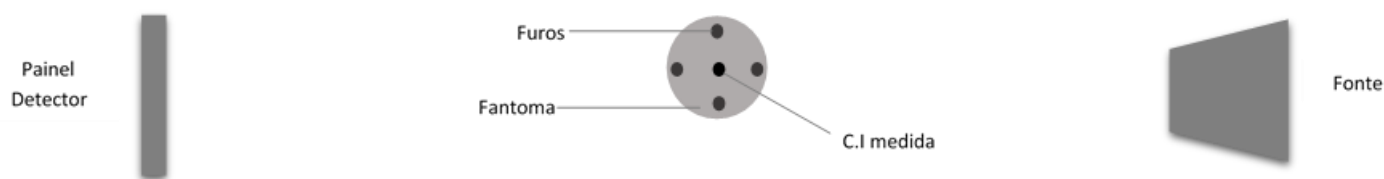


Figura IV-10. Setup da medida do CBDI

É necessário ter em consideração as condições iniciais antes de cada medida para que se possam comparar os resultados e verificar se algum factor possa estar a influenciar a medida.

Na Tabela IV-11 encontram-se as condições iniciais de temperatura, pressão e humidade para cada dia de experiência.

Tabela IV-11. Condições Ambientais na sala de testes para os diferentes presets

Data	Preset	Temperatura (° C)	Pressão (hPa)	Humidade Relativa (%)
1/15/2016	Head&Neck	24.3	1014.7	44.6
1/22/2016	Chest M20	23.8	1017.4	53.5
1/25/2016	Pelvis M20	24.4	1018.3	45.3
1/26/2016	Mod Head&Neck S20	24.3	1018.5	38.8
1/30/2016	Prostate M15	24.2	1024.3	36.4

É necessário definir o sistema de coordenadas segundo a IEC (International Electrotechnical Commission) que se encontra representado na Figura IV-11. É de referir que durante os testes a gantry do XVI se encontra a 90°.

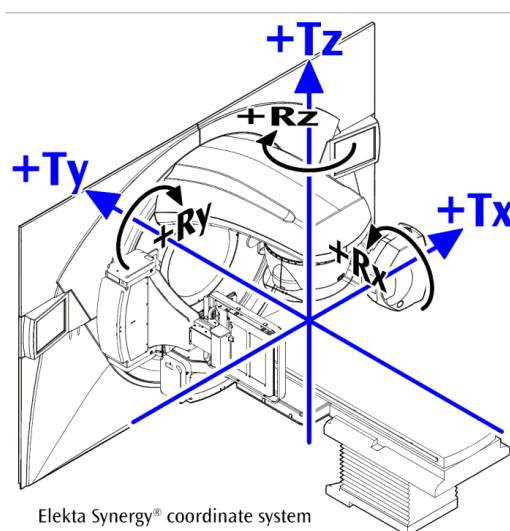


Figura IV-11. Sistema de Coordenadas segundo a IEC [45]

Foram avaliados os índices de dose para os seguintes procedimentos de rotina de um paciente adulto padrão: cabeça, pescoço, tórax, pélvis e próstata. Para a realização destas medidas, foram aplicados os factores de técnica de rotina do serviço descritos na Tabela IV-10 (tensão do tubo, carga, frames e dose).

Inicialmente começa-se por seleccionar a câmara no electrómetro e de seguida liga-se a mesma e deixa-se estabilizar por pelo menos quinze minutos. Verificam-se também as condições da sala, nomeadamente a temperatura, pressão e humidade.

Seleccionando os factores de técnica descritos na Tabela IV-10, o fantoma foi colocado em cima da mesa, foi posicionado e alinhado utilizando as luzes de laser da sala de tratamento. Como auxílio ao posicionamento dos fantasmas utilizou-se uma fita adesiva para que este não se movimentasse. Após o posicionamento foram adquiridas leituras com a câmara de ionização no centro (C) e nos quatro pontos da periferia (N, E, S e O) do fantoma, sendo que enquanto a câmara se encontrava introduzida num destes pontos os restantes estavam preenchidos por estruturas cilíndricas feitas do mesmo material do

fantoma (PMMA). Para cada ponto foram realizadas três leituras de forma a verificar a repetibilidade ou consistência das mesmas. Para cada medida foi cronometrado o tempo de irradiação.

O valor calculado do CBDI é obtido recorrendo às Equações (IV-2) e (IV-3), descritas neste capítulo.

Capítulo V. Resultados Obtidos e Discussão

1. Testes em Feixes Planares

1.1. *Half-Value Layer*, HVL

Este teste tem como principal objectivo caracterizar a qualidade do feixe de raios-X clínico. De forma a obter o HVL do feixe de kV-CBCT realizaram-se dois setups diferentes. A principal diferença entre os setups é o local onde é colocado o material atenuador.

Em primeiro lugar, realizou-se uma medida sem material registam-se os valores da câmara de medida/referência e da câmara de controlo como se poderá verificar nos resultados que serão apresentados neste capítulo. De seguida, são adicionadas placas de alumínio por justaposição. Para cada espessura são efectuadas duas medições de forma a obter resultados coerentes.

O 1º HVL é obtido por ajuste exponencial aos pontos experimentais em torno de 50% do valor inicial obtido pela câmara de ionização. No caso do 2º HVL o procedimento é semelhante para os pontos em torno de 25% do valor inicial obtido pela câmara de ionização.

No primeiro setup, mediu-se o HVL em “mm de Al” e no segundo setup mediu-se o HVL em “mm de Al” e em “mm de Cu” para a determinação do 2º HVL.

(a) 1º *SETUP*

Na Tabela V-1, encontram-se os resultados obtidos e na Figura V-1, pode verificar-se a curva dos valores obtidos pela câmara de ionização de medida.

Neste primeiro *setup*, os valores obtidos pela câmara de controlo foram constantes, no entanto, durante os procedimentos existiu um pequeno desvio da câmara e, os valores de carga aumentam. Devido a este incidente todos os valores obtidos foram corrigidos pelo valor da câmara de referência.

Tabela V-1. Resultados obtidos com a câmara de referência para o 1º Setup com placas de Alumínio. As medidas foram realizadas 20 de Fevereiro de 2016

Espessura de Al (mm)	Câmara de Medida/Referência (pC)	Desvio (pC)	Média (pC)
0.00	76.60	0.08	76.53
	76.45		
	76.53		
1.01	69.81	0.05	69.85
	69.88		
2.02	63.49	0.08	63.43
	63.37		
3.03	58.70	0.02	58.72
	58.73		
4.04	53.17	0.16	53.06
	52.94		
5.05	48.61	0.05	48.58
	48.54		
6.00	45.05	0.01	45.04
	45.03		
7.01	41.56	0.04	41.59
	41.62		
7.51	39.29	0.00	39.29
	39.29		
7.53	39.87	0.01	39.88
	39.88		
8.01	38.10	0.02	38.12
	38.13		
9.03	35.33	0.04	35.31
	35.28		
10.05	32.80	0.03	32.78
	32.76		
12.11	28.51	0.00	28.51
	28.51		

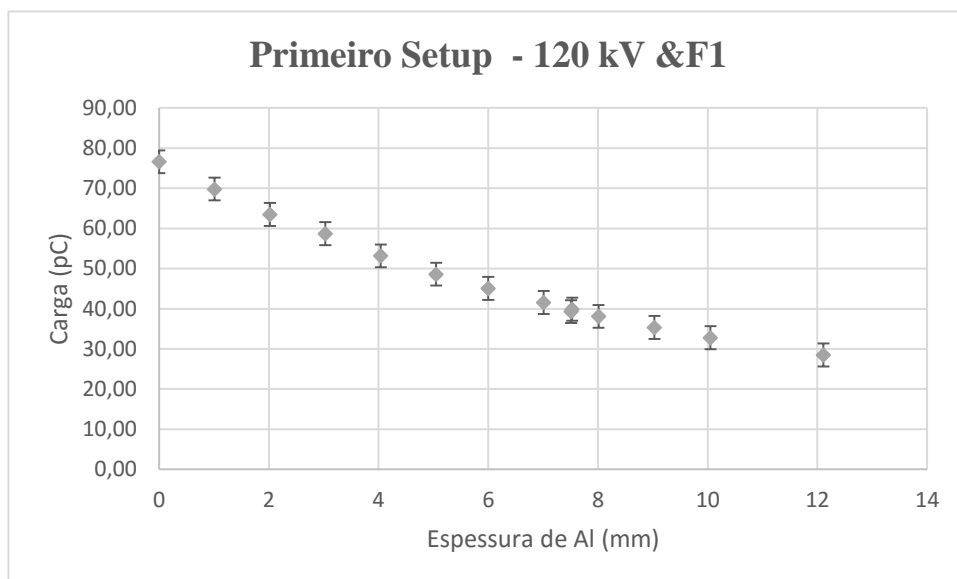


Figura V-1. Carga medida com a câmara de ionização de medida em função da espessura de alumínio para o 1º Setup.

(b) 2º SETUP

Na Tabela V-2, encontram-se os resultados obtidos com placas de alumínio e câmara de ionização de medida, e na Figura V-2, apresenta-se a respectiva curva.

Tabela V-2. Resultados obtidos com a câmara de referência para o 2º Setup com placas de Alumínio. As medidas foram realizadas 20 de Fevereiro de 2016.

Espessura de Al (mm)	Câmara de Medida/Referência (pC)	Desvio (pC)	Média (pC)
0.00	76.88	0.24	76.68
	76.42		
	76.75		
1.01	69.23	0.03	69.21
	69.19		
2.02	62.96	0.11	63.04
	63.12		
3.03	57.84	1.96	56.46
	55.07		
4.04	52.94	0.01	52.95
	52.95		
5.05	48.61	0.04	48.59
	48.56		
6.00	45.11	0.01	45.11
	45.10		
7.01	41.47	0.03	41.49
	41.51		
7.51	39.94	0.03	39.96
	39.98		
7.53	39.24	0.10	39.31
	39.38		
8.01	38.28	0.05	38.25
	38.21		

9.03	35.41	0.03	35.39
	35.37		
10.05	32.80	0.03	32.78
	32.76		
12.01	28.17	0.20	28.31
	28.45		

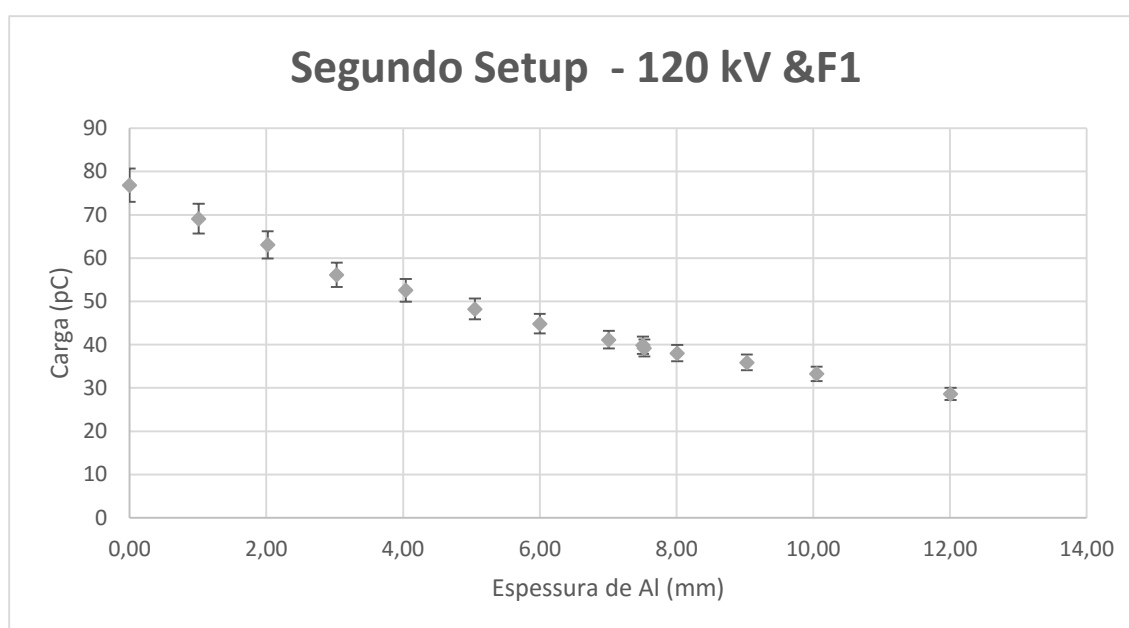


Figura V-2. Relação entre Carga (pC) com câmara de ionização de medida e Espessura (mm) para o 2º Setup.

Na Tabela V-3 são apresentados os resultados obtidos com placas de cobre para ambas as câmaras (medida e controle) e na Figura V-3, apresenta-se a respectiva curva. Verifica-se na Tabela V-3 que os valores obtidos pela câmara de controle foram constantes, durante as medições.

Tabela V-3. Resultados Obtidos com as placas de Cobre (Cu).

Espessura de Cu (mm)	Câmara de Medida			Câmara de Controlo		
	Leituras (pC)	Média (pC)	Desvio (pC)	Leituras (pC)	Média (pC)	Desvio (pC)
0.00	77.53	77.61	0.11	69.23	68.59	0.91
	77.69			67.94		
0.25	48.97	48.955	0.02	67.81	67.84	0.04
	48.94			67.87		
0.50	34.9	34.925	0.04	67.97	67.98	0.01
	34.95			67.98		
0.75	26.41	26.41	0	67.48	67.525	0.06
	26.41			67.57		
1.00	20.55	20.525	0.04	67.42	67.45	0.04
	20.5			67.48		
1.25	16.31	16.355	0.06	67.38	67.445	0.09
	16.4			67.51		

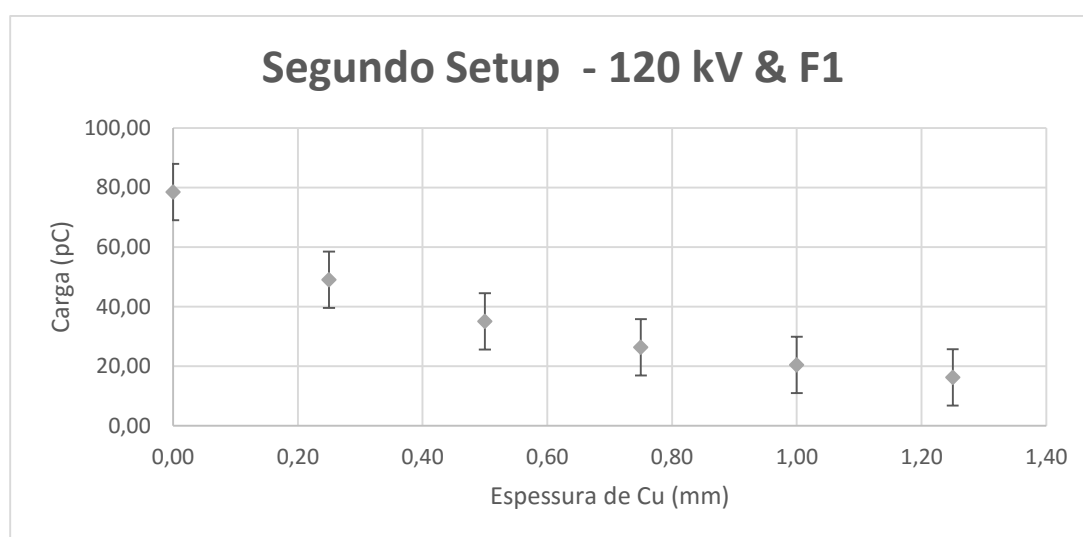


Figura V-3. Relação entre a carga obtido com câmara de ionização de medida e a espessura em cobre das folhas interpostas no feixe.

Tal como referido anteriormente, com base nos resultados obtidos pelas câmaras de ionização foi possível determinar o HVL fazendo um ajuste exponencial aos dados medidos. Na Tabela V-4, são apresentados os valores determinados de HVL para cada setup.

Tabela V-4. Resultados obtidos para o HVL

	1º HVL	2º HVL
1º Setup	(8.03±0.36) mm de Al	-
2º Setup	(7.95±0.23) mm de Al	-
2º Setup	(0.421±0.002) mm de Cu	(1.04±0.02) mm de Cu

Foi determinada a homogeneidade que nos dá a informação sobre a largura do espectro de raios-X. Para calcular a homogeneidade é necessário ter os dois HVL's determinados e isso apenas foi possível com o cobre. A homogeneidade é dada pela seguinte equação:

$$h = \frac{HVL1}{HVL2} \quad (V-1)$$

Os valores da homogeneidade variam entre 0 e 1, com valores mais elevados indicando um espectro mais estreito. O valor da homogeneidade para o cobre é de 0.40 o que significa que o espectro é não monocromático e que endurece à medida que se aumenta a espessura de placas de cobre.

1.2. Comparação do sinal do Dosímetro Cintilador de Plástico com a Câmara de Ionização

Foi efectuada uma comparação entre o sinal do dosímetro cintilador de plástico e a câmara de ionização e os resultados obtidos nos testes clínicos mostram o desempenho do Dosímetro Cintilador de Plástico em feixes de 100 e 120 kV. Estes resultados estão presentes no gráfico da Figura V-4. Estes resultados dizem respeito aos feixes de 100 e 120 kV utilizando o preset Mod Head (descrito no **Tópico 1.2** do **Capítulo IV**) correspondendo cada ponto de uma mesma qualidade de feixe a uma diferente posição em profundidade no fantoma.

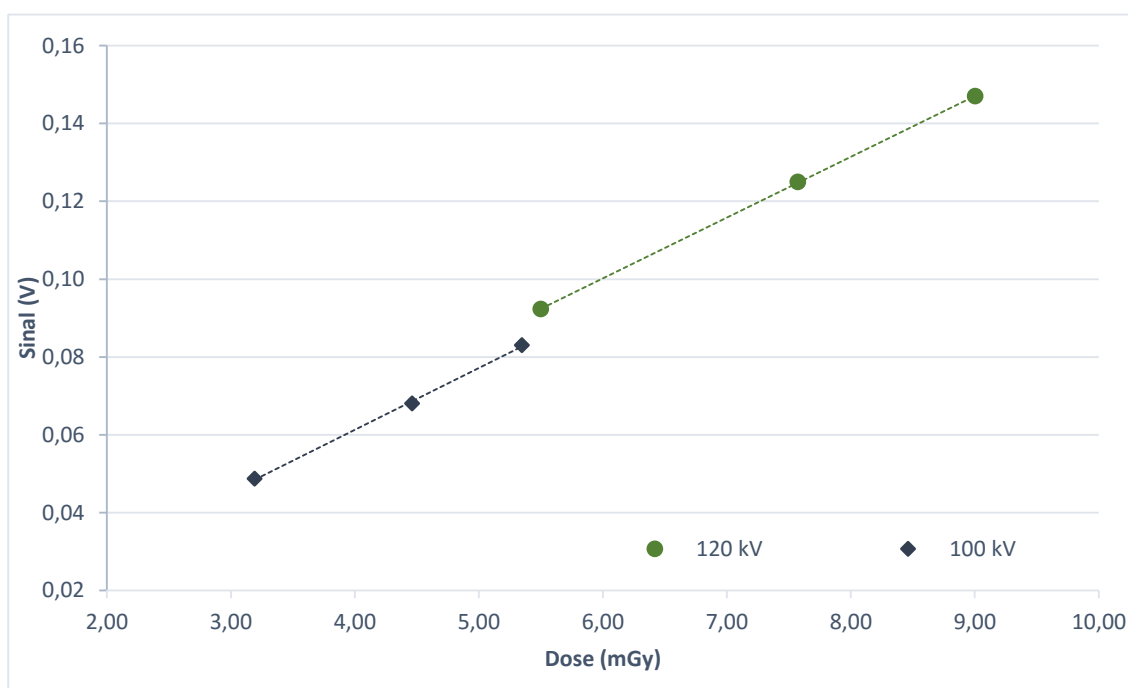


Figura V-4. Sinal do dosímetro de cintilador em função da dose medida com a câmara de ionização para feixes de 100 e 120 kV. As rectas correspondem a um ajuste linear dos pontos.

No gráfico é possível observar que foi efectuada um ajuste linear do tipo $Sinal = m * Dose + b$, onde m é o declive da recta (sensibilidade) e b é a ordenada na origem. O sinal do dosímetro cintilador de plástico é apresentado como uma função de dose medida pela câmara de ionização para duas tensões de tubo de raios-X. As incertezas experimentais são inferiores a 2%, tanto para o sinal do dosímetro cintilador de plástico como para a câmara de ionização. Os resultados podem ser encontrados na Tabela V-5.

Tabela V-5. Rectas de ajuste linear realizada aos dosímetros cintiladores de plástico como uma função da dose dentro de um fantoma de PMMA quando irradiado no sistema XVI da Elekta

Tensão do Tubo (kV)	Declive (V/mGy)	Ordenada na Origem (V)
100	0.30 ± 0.01	0.006 ± 0.003
120	0.29 ± 0.01	0.002 ± 0.003

Ambas as rectas, tanto para 100 e 120 kV, são idênticas dentro das incertezas experimentais e, portanto, podemos concluir que a dependência energética do dosímetro cintilador de plástico é pequena na faixa de energia avaliada. Existe uma boa relação linear entre dose e sinal. As diferenças entre os valores do sinal medido do cintilador e o valor ajustado da recta não excedem os 0.5%. Este resultado indica que o dosímetro tem uma boa performance.

1.3. Comparação dos Dosímetros

Com os primeiros resultados obtidos nos testes anteriores, permite-nos converter o sinal do dosímetro cintilador de plástico em dose e, assim, comparar a dose obtida com a de outros sistemas dosimétricos para feixes com energias de 120 kV. O dosímetro cintilador de plástico foi comparado com a câmara de ionização utilizando os dois protocolos enunciados no **Capítulo III** de forma a obter o valor de dose corrigido e para cada um dos protocolos utilizou-se um factor de calibração teórico do $N_{D,w,Q} = 0.0435 \text{ GynC}^{-1}$ [13]. E foi também comparado com um MOSFET, em modo *standard* e *high bias*. Todos estes resultados podem ser observados na Tabela V-6.

Tabela V-6. Comparação entre os dosímetros da dose obtida com um feixe de 120 kV

	Dose Absoluta		Dosimetria “in vivo”		
	Câmara de Ionização (TRS-398) - Teórico	Câmara de Ionização (TG-61) - Teórico	Cintilador de Plástico	MOSFET Standard	MOSFET High Bias
Dose estimada integrada no tempo de exposição (mGy)	6.59 ± 0.04	6.70 ± 0.04	6.28 ± 0.01	5.57 ± 0.04	5.24 ± 0.07

Através dos resultados obtidos verifica-se que o valor obtido pelo cintilador de plástico não se encontra distante dos valores obtidos pela câmara de ionização com o protocolo TRS-398 usando o valor teórico de referência do factor de calibração $N_{D,w}$ [13] – verifica-se uma diferença de 4%. O mesmo acontece com o valor obtido pela câmara de ionização do protocolo TG-61 usando o valor teórico do $N_{D,w}$ – verifica-se uma diferença de 6%. Assim, o dosímetro cintilador de plástico mostra-se como o dosímetro eleito para efectuar dosimetria “in vivo”.

A diferença entre os valores obtidos com o protocolo IAEA TRS-398 e AAPM TG-61 (utilizado o factor de calibração $N_{D,w}$ teórico) é da ordem dos 2%. É de salientar que a diferença entre os protocolos utilizados é que o protocolo da AAPM TG-61 apresenta um factor para a correcção para a recombinação que o protocolo da IAEA TRS-398 não tem em consideração. Esta pode ser a razão para a diferença dos valores obtidos.

Os valores obtidos pelo MOSFET são díspares dos restantes dosímetros. Estes resultados podem dever-se a vários factores: o MOSFET perde sensibilidade ao ter dose acumulada, é um dosímetro com uma maior incerteza e sofre deformação ao longo do tempo.

2. Testes em Feixes Cónicos

Outro dos objectivos do trabalho é entender se o CDBI é um valor próximo da realidade. Os resultados para este teste estão apresentados na Tabela V-7, V-8, V-9 e V-10.

Nas primeiras duas tabelas conseguimos observar o resultado para o CDBI com a câmara de ionização.

Tabela V-7. CDBI obtido pela câmara de ionização para o preset Prostate M15

			Dose (mGy)			
	Preset Conditions	Posição	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média
Prostate M15	512x512 Med_Res -180/180 120 kV	1center	2.203	2.194	2.182	2.19
		2up	3.728	3.733	3.737	3.73
		3right	3.604	3.596	3.594	3.14
		4down	3.513	3.508	3.635	3.55
		5left	4.021	4.051	4.006	4.03
		CDBI	28.09	mGy		

Tabela V-8. CDBI obtido pela câmara de ionização para o preset Mod Head&Neck S20

			Dose (uGy)			
	Preset Conditions	Posição	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média
Mod Head&Neck S20	512x512 Med_Res -180/180 120 kV	1center	217.665	223.046	216.291	219.00
		2up	238.389	236.672	237.015	237.36
		3right	226.710	226.710	226.710	226.71
		4down	198.600	227.168	226.939	217.57
		5left	238.733	238.504	237.931	238.39
		CDBI	2.26	mGy		

Tabela V-9. CDBI obtido pelo cintilador de plástico para o preset Prostate M15

			Sinal (mGy)		
	Preset conditions	Posição	Medida 1	Medida 2	Média
Prostate M15	512x512 Med_Res -180/180 120 kV	1 center	2.962	2.980	2.971
		2 up	5.124	5.124	5.124
		3 right	5.123	5.123	5.123
		4 down	5.124	5.124	5.124
		5 left	5.124	5.122	5.123
		CBDI	44.06	mGy	

Tabela V-10. CDBI obtido pelo cintilador de plástico para o preset Mod Head&Neck S20

			Sinal (mGy)		
	Preset conditions	Posição	Medida 1	Medida 2	Média
Mod Head&Neck	512x512 Med_Res -180/180 120 kV	1 center	0.310	0.338	0.324
		2 up	0.369	0.371	0.370
		3 right	0.353	0.369	0.361
		4 down	0.363	0.361	0.362
		5 left	0.363	0.360	0.362
		CBDI	3.50	mGy	

Os valores obtidos pela câmara de ionização vão ao encontro dos valores esperados pelo fabricante da máquina [29, 55].

Comparando os resultados obtidos, verifica-se que os valores de CDBI são mais elevados quando se utiliza o dosímetro cintilador de plástico. Existe uma diferença na ordem dos 36% entre o preset Prostate M15, o que ainda é uma diferença significativa. E existe uma diferença na ordem dos 35% entre o preset Mod Head&Neck.

A diferença encontrada entre a câmara de ionização e o dosímetro cintilador de plástico em feixes de kV-CBCT pode ser causada por vários factores, dentro deles: o CDBI ser uma definição específica para a câmara de ionização ou a dependência angular do dosímetro cintilador de plástico.

Capítulo VI. Conclusão

A metodologia para dosimetria em feixes de kV-CBCT foi realizada com sucesso e permite a utilização de dosímetros cintiladores para dosimetria “in vivo”. Este é um tema importante pois a literatura ainda não retrata muito este tipo de testes em kV-CBCT.

Outro dos testes realizados, o teste do HVL, foi igualmente importante permitiu-nos perceber que o *setup* utilizado para calcular o HVL não tem influencia nos resultados de medida de HVL. Pode-se dizer que as metodologias são semelhantes e podem ser ambas utilizadas.

Algumas das propriedades que são importantes num dosímetro são a precisão, a linearidade, a independência energética e a independência da dose. O primeiro teste efectuado neste trabalho mostra que para o dosímetro cintilador de plástico apresenta linearidade entre a dose absorvida e os sinais medidos. O dosímetro também apresentou não ter dependência energética para as energias estudadas.

Um dosímetro deve ainda ter uma sensibilidade adequada para uma certa gama de dose. A sensibilidade do sistema é adequada para o uso em Imagiologia. Sendo assim, o dosímetro cintilador de plástico é adequado para medições de dose neste contexto clínico.

Os dosímetros cintiladores de plástico fornecem uma alternativa de baixo custo para a monitorização da dose, e pode ser fabricado com uma grande qualidade de formas e dimensões.

Provou-se com o presente trabalho que este tipo de dosímetro pode ser competitivo com outros sistemas para qualidades de feixes entre 100 e 120 kV.

Outros dos estudos efectuados foi o estudo do índice de dose do Cone Beam CT. Como explicado ao longo deste trabalho o CDBI foi adoptado do CTDI, no entanto, ambas as técnicas não são totalmente idênticas e, portanto, este valor pode não ser o mais correcto a utilizar. Os resultados obtidos pela câmara de ionização correspondem aos valores que são esperados com o que hoje em dia é aceite, no entanto, os valores obtidos pelo dosímetro cintilador de plástico foram distantes destes. Este modelo para o cálculo do índice de dose está baseado na dose integrada em 100 mm de uma câmara de ionização lápis e pode não ser possível aplicá-lo ao dosímetro cintilador. O teste do CDBI mostra também que o resultado da medida do CDBI com o Dosímetro Cintilador de plástico apresenta uma resposta coerente com a literatura para a câmara de ionização Farmer de 0.6 cm^3 (resposta mais alta em relação à câmara lápis).

Para estudos futuros o dosímetro cintilador de plástico deve ser estudado para a dependência angular do dosímetro com feixes de kV-CBCT com técnica de rotação. Torna-se também importante, para o Índice de dose do Cone Beam CT, um estudo aprofundado que inclua a adequação do algoritmo para calcular a ponderação da dose com dosímetro cintilador de plástico e uma nova metodologia com fantomas maiores e câmara de ionização menor (exemplo: câmara de 0.6 cm^3). Por fim, é necessário estudar materiais e métodos para tornar o dosímetro cintilador de plástico industrial.

REFERÊNCIAS

- [1] IRSN. Synthèse de l'expertise d'évaluation des pratiques de radiothérapie au centre hospitalier Jean Monnet d'Epinal. 23 mars 2007.
- [2] Peralta, L. and Rêgo, F. Response of plastic scintillators to low-energy photons. *Phys. Med. Biol.* 59 (2014).
- [3] Podgorsak, E.B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA. Vienna, 2005.
- [4] ICRU. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Rep. 60, Bethesda, MD (1998).
- [5] GRAY, L.H. An ionization method for the absolute measurement of gamma-ray energy. *Proc R Soc*, pp. 156 - 578, 1936
- [6] ATTIX, F.H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley, New York (1986).
- [7] KHAN, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. 2 ed. United States, Williams & Wilkins, 1992.
- [8] BRAGG, W.H. *Studies in radioactivity*. Macmillan, 1 ed., New York, USA, 1912.
- [9] ICRU. *Fundamental quantities and units for ionizing radiation*. International Commission on Radiation Units and Measurements. Rep. 85, April, 2011.
- [10] ICRU. *International Commission on Radiation Units and Measurements. Average energy required to produce an ion pair*. Rep. 31, ICRU, Washington, DC, USA, 1979.
- [11] Delgado, J.U, Iwahara, A., Di Prinzio, M.A Et Al. *Metrologia De Radionuclídeos*. 3 Ed, Ird/Cnen, Rio De Janeiro, Rj, Brasil, 2002.
- [12] JONHS, H.E., CUNNIGHAN, J.R. *The Physics of Radiology*. 4 ed. Springfield, USA, Charles C. Thomas, 1983.
- [13] International Atomic Energy Agency (IAEA), *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000).
- [14] ICRP 113. *Radiological protection education and training for healthcare staff and students*. May 5th, 2010.
- [15] CA-Cancer J Clin - 2012; 62(2):75-100.
- [16] European Radiation Dosimetry Group. *Quality Assurance in Individual Monitoring for External Radiation: Results of EURADOS Survey 2012*. Disponível em: http://www.eurados.org/en/Documents_Publications. Acesso a 18 de Novembro de 2015.
- [17] World Health Organization. *Bonn Call For Action: 10 Actions to Improve Radiation Protection in Medicine in the Next Decade*. Disponível em: http://www.who.int/diagnostic_imaging/dim_goals/en/. Acesso a 18 de Novembro de 2015.

- [18] World Health Organization. Computed tomography. Disponível em: http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_comptomography/en/. Acesso a 18 de Novembro de 2015.
- [19] Manual NHS. Siemens Somatom Sensation Open CT scanner technical evaluation. November 2005.
- [20] Food and Drug Administration. NEWTOM QR-DVT 9000. Disponível em: <http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K003787>. Acesso a 26 de Abril de 2016.
- [21] Scarfe W. and Farman A. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin N Am* 52 (2008) 707–730.
- [22] Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol* 1995;40:1863–83.
- [23] Ning R. and Chen B. Cone beam volume CT mammographic imaging: feasibility study. In: Antonuk LE, Yaffe MJ, editors. *Medical imaging 2001: physics of medical imagingd proceedings of SPIE*. vol. 4320. San Diego (CA): CA SPIE; 2001. p. 655–64.
- [24] Wischmann H-A, Luijendijk HA, Meulenbrugge HJ, et al. Correction of amplifier nonlinearity, offset, gain, temporal artifacts, and defects for flat-panel digital imaging devices. In: Antonuk LE, Yaffe MJ, editors. *Medical imaging 2002: physics of medical imagingd proceedings of SPIE*. vol. 4682. San Diego (CA): CA SPIE; 2002. p. 427–37.
- [25] Hyer D.. Imaging doses in radiation therapy from kilovoltage cone-beam computed tomography. May, 2011.
- [26] Wen N., Guan H., Hammoud R., Pradhan D., Nurushev T., et al. Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *PhysMed Biol* 52, 2267-2276 (2007).
- [27] Kan M. W., Leung L. H., Wong W., et al. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 70 , 272-279 (2008).
- [28] Boone J. M. The trouble with CTD100. *Med Phys* 34 , 1364-1371 (2007).
- [29] Amer A., Marchant T., Sykes J., et al. Imaging doses from the Elekta Synergy x-ray cone beam CT system. *Br. J. Radiol.* 80, 476–482 (2007).
- [30] Food and Drug Administration. Diagnostic x-ray systems and their major components. 21 CFR 1020.33 (1984).
- [31] Hyer D., Hintenlang D. Estimation of organ doses from kilovoltage cone-beam CT imaging used during radiotherapy patient position verification. *Medical Physics* 37, 4620 (2010).
- [32] Song W. Y., Kamath S., Ozawa S., Ani S. A., et al. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med. Phys.* 35, 480–486 (2008).

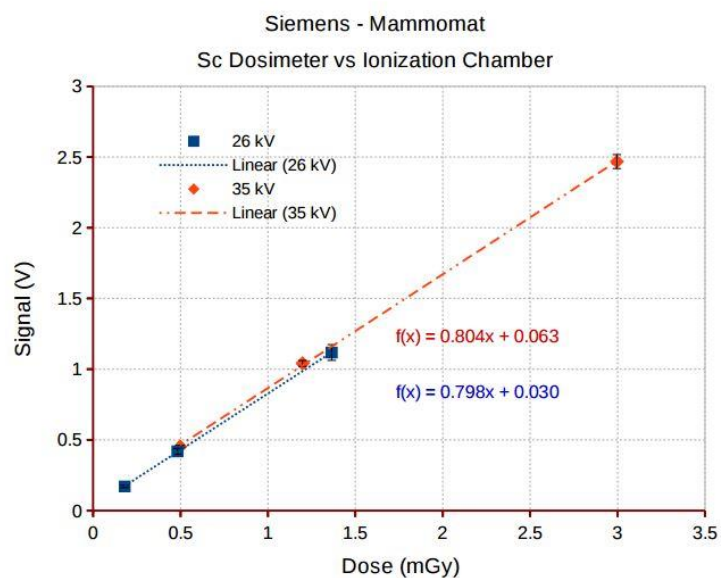
- [33] Mori S., Endo M., Nishizawa K., et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med. Phys.* 32, 1061–1069 (2005).
- [34] Dixon R. L. and Ballard A. C. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond CTDI100. *Med. Phys.* 34, 3399–3413 (2007).
- [35] Osei E., Schaly B., Fleck A., et al. Dose assessment from an online kilovoltage imaging system in radiation therapy. *Journal of Radiological Protection*. February 18th, 2009.
- [36] Shani G. *Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods*. Segunda Edição. CRC Press LLC (2001).
- [37] Thomson I., Thomas R. E., and Berndt L. P. Radiation dosimetry with MOS sensor. *Nucl. Appl. Technol.* 6, 121–124, 1984.
- [38] Soubra M., Cygler J., Mackay G., Evaluation of a dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter. *Med Phys* 21: 567–572 (1994).
- [39] Thomson and Nielsen Electronics, Ltd., Introduction to the MOSFET dosimeter, Technical Note No.4, (1996).
- [40] Gladstone D., Lu X., Humm J., Bowman H., Chin L., A miniature MOSFET radiation dosimeter probe. *Med. Phys.* 21(11), 1721–1728, (1994).
- [41] Greening J.R. *Fundamentals of Radiation Dosimetry*. Taylor & Francis, 1985.
- [42] Glenn F. Knoll. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, 1989.
- [43] Nakonechny K. D., Fallone B. G. and Rathee S. Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in CT. *Med. Phys.* 32, 92 (2005).
- [44] Nowotny, R.; Reiter, W. L. The use of silicon PIN-photodiodes as a low-energy photonspectrometer. 1977.
- [45] Elekta Oncology. XVI R4.5 - Instructions for Use. 2009.
- [46] Fahrig R., Dixon R., Payne T., Morin R. L., Ganguly A. and Strobel N. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med Phys* 33, 4541-4550 (2006).
- [47] Rêgo F. Desenvolvimento de dosímetros de estado sólido para radiologia e braquiterapia. Tese de Doutoramento em Física – Universidade de Lisboa, Lisboa. 2010.
- [48] União Europeia – Directiva nº 97/43/euratom, de 30 de Junho de 1997 relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas. Official Journal of the European Union, 5 de Dezembro de 2013.
- [49] Datasheet: Organic Scintillation Materials. Saint-Gobain Crystals.

- [50] Datasheet: ESKATM High-performance Plastic Optical Fiber: SK80. Mitsubishi.
- [51] Datasheet: R647 Photomultiplier tube. Hamamatsu.
- [52] Datasheet: LM78XX / LM78XXA: 3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator. Fairchild (2006).
- [53] Datasheet: LMC6001UltraUltra-LowInputCurrentAmplifier. Texas Instruments.
- [54] Ma C. M., Coffey C. W., DeWerd L. A., et al. APPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. 5th March 2001. APPM TG-61.
- [55] Sykes JR, Lindsay R., Iball G. and Thwaites DI. Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences. Journal of Physics: Conference Series 444 (2013).
- [56] Kumar S., Singh R. and Ravindran P. Performance characteristics of mobile MOSFET dosimeter for kilovoltage X-rays used in image guided radiotherapy. Journal of Medical Physics, 40 (2015).
- [57] Kumar S., Singh R. and Ravindran P. Performance characteristics of mobile MOSFET dosimeter for kilovoltage X-rays used in image guided radiotherapy. J Med Phys.
- [58] Islam et al. Ion chamber and MOSFET measurements on a prototype Elekta XVI unit. Med. Phys. 33, 1573-1582 (2012).
- [59] Best Medical Canada. MOSFET Dosimeter Specifications. Technical Note:7.
- [60] Ashland. Gafchromic™ XR film. State-of-the-art processor-less products for Radiology Applications.

ANEXOS

ANEXO I. Resultados dos primeiros testes em meio clínico com o dosímetro cintilador de plástico

Resultados obtidos com o dosímetro cintilador de plástico em meio clínico para mamografia na unidade de imagiologia do Hospital da Luz de Lisboa, com um tomógrafo Mammomat Inspiration da Siemens para energias de 26 kV e 35 kV.



Um ponto por placa



Figura Anexos-1. Sinal do dosímetro de cintilador em função da dose medida com a câmara de ionização para feixes de 26 e 35 kV. As rectas correspondem a um ajuste linear dos pontos

ANEXO II. TRS-398 (IAEA)

9.8. WORKSHEET

Determination of the absorbed dose to water in a medium energy X ray beam

User: _____ Date: _____

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

X ray machine: _____ Nominal tube potential: _____ kV
 Nominal tube current: _____ mA Beam quality Q (HVL): _____ mm
☐ Al ☐ Cu
 Reference phantom: water Reference depth: 2 g/cm²
 Reference field size: _____ cm × cm Reference SSD: _____ cm

2. Ionization chamber and electrometer

Ionization chamber model: _____ Serial No.: _____
 Chamber wall material: _____ thickness = _____ g/cm²
 Waterproof sleeve material: _____ thickness = _____ g/cm²
 Phantom window material: _____ thickness = _____ g/cm²
 Absorbed dose to water calibration factor N_{D,w,Q_0} = _____ ☐ Gy/nC ☐ Gy/rdg
 Reference beam quality, Q_0 (HVL): _____ mm ☐ Al ☐ Cu
 Reference conditions for calibration P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Rel. humidity: _____ %
 Polarizing potential V : _____ V Calibration polarity: ☐ +ve ☐ -ve ☐ corrected for polarity effect
 User polarity: ☐ +ve ☐ -ve
 Calibration laboratory: _____ Date: _____
 Electrometer model: _____ Serial No.: _____
 Calibrated separately from chamber: ☐ Yes ☐ No Rating setting: _____
 If yes, calibration laboratory: _____ Date: _____

3. Dosimeter reading^a and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V and user polarity: _____ ☐ nC ☐ rdg
 Corresponding time: _____ min
 Ratio of dosimeter reading and time^b: M = _____ ☐ nC/min ☐ rdg/min
 (i) Pressure P : _____ kPa Temperature T : _____ °C Rel. humidity (if known): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_o)} \frac{P_o}{P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Electrometer calibration factor^c k_{elec} : ☐ nC/rdg ☐ dimensionless k_{elec} = _____

(iii) Polarity correction^d rdg at $+V$: M_+ = _____ rdg at $-V$: M_- = _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V :

$$M_Q = M k_{TP} k_{elec} k_{pol} = \text{_____} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ rdg/min}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality correction factor for user quality Q :

$$k_{Q,Q_0} = \text{_____}$$

at Q_0 (HVL) = _____ mm ☐ Al ☐ Cu

Calibration laboratory: _____

Date: _____

or Beam quality correction factor interpolated:

$$(k_{Q,Q_0})_1 = \text{_____} \text{ at HVL}_1 = \text{_____} \text{ mm } \square \text{ Al } \square \text{ Cu } \text{ Date: } \text{_____}$$

$$(k_{Q,Q_0})_2 = \text{_____} \text{ at HVL}_2 = \text{_____} \text{ mm } \square \text{ Al } \square \text{ Cu } \text{ Date: } \text{_____}$$

$$k_{Q,Q_0} = (k_{Q,Q_0})_1 + [(k_{Q,Q_0})_2 - (k_{Q,Q_0})_1] \left[\frac{\ln HVL - \ln HVL_1}{\ln HVL_2 - \ln HVL_1} \right] = \text{_____}$$

Absorbed dose rate calibration at z_{ref} :

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \text{_____} \text{ Gy/min}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} = \text{_____} \text{ g/cm}^2$

Percentage depth dose at z_{ref} for _____ cm \times _____ cm field size: $PDD(z_{ref} = 2 \text{ g/cm}^2) = \text{_____} \%$

Absorbed dose rate calibration at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \text{_____} \text{ Gy/min}$$

^a All readings should be checked for leakage and corrected if necessary.

^b The timer error should be taken into account. The correction at voltage V can be determined according to

$$M_A \text{ is the integrated reading in a time } t_A \quad M_A = \text{_____} \quad t_A = \text{_____} \text{ min}$$

M_B is the integrated reading in n short exposures of time t_B/n each ($2 \leq n \leq 5$)

$$M_B = \text{_____} \quad t_B = \text{_____} \text{ min } n = \text{_____}$$

$$\text{Timer error, } \tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} = \text{_____} \text{ min (the sign of } \tau \text{ must be taken into account)}$$

$$M = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \text{_____} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ rdg/min}$$

^c If the electrometer is not calibrated separately, set $k_{elec} = 1$.

^d M in the denominator of k_{pol} denotes reading at the user polarity. Preferably, each reading in the equation should be the average of the ratios of M (or M_+ or M_-) to the reading of an external monitor M_{em} .

ANEXOS III. TG-61 (AAPM)

C.1. TG-61 Worksheet: Calculating dose to water on the phantom surface

Name:

Date:

(1) X-ray unit: , Tube potential: kV, HVL: mm (Al or Cu)
SSD: cm, Field size: cm²

(2) Ion chamber and electrometer calibration. Date of last calibration:

Ion chamber: , Calibration factor N_K = Gy/C

Electrometer: , Calibration factor P_{elec} = C/scale unit

(3) Chamber signal: M_{raw} = scale units

(4) Temperature $T =$ °C, Pressure $P =$ kPa $\left(= \text{mm Hg} \cdot \frac{101.33}{760.0} \right)$

To normalize to 22 °C and 1 atm:

$$P_{TP} = \frac{273.2 + T[^\circ\text{C}]}{295.2} \cdot \frac{101.33}{P[\text{kPa}]} =$$

(5) Total radiation time: $t =$ min, end effect: $\delta t =$ min

$$(6) \text{ Recombination correction } P_{ion} = \frac{1 - \left(\frac{V_H}{V_L} \right)^2}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \left(\frac{V_H}{V_L} \right)^2} =$$

$$(7) \text{ Polarity correction } P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2 M_{raw}} \right| =$$

$$(8) \text{ Corrected chamber reading } M = M_{raw} P_{elec} P_{TP} P_{ion} P_{pol} = \text{C}$$

(9) Backscatter factor (Table V, Table VI): $B_w =$

(10) Mass energy-absorption coefficient ratio water to air (Table IV):

$$\left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air} =$$

(11) Stem correction in air (Sec. V C): $P_{stem,air} =$

$$(12) \text{ Dose to water: } D_w = M N_K B_w P_{stem,air} \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air} = \text{Gy}$$

$$(13) \text{ Dose rate: } D_w = \frac{D_w}{t + \delta t} = \text{Gy/min}$$

ANEXOS IV. Medidas do HVL

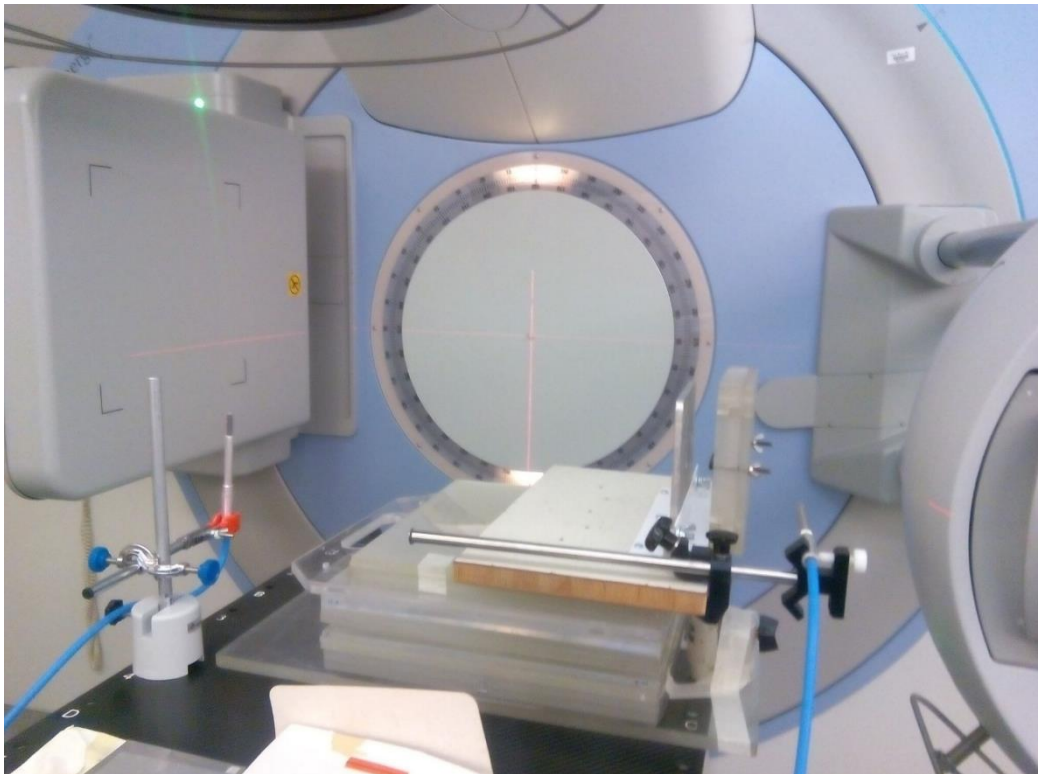


Figura Anexos -5. 1º Setup para medida do HVL

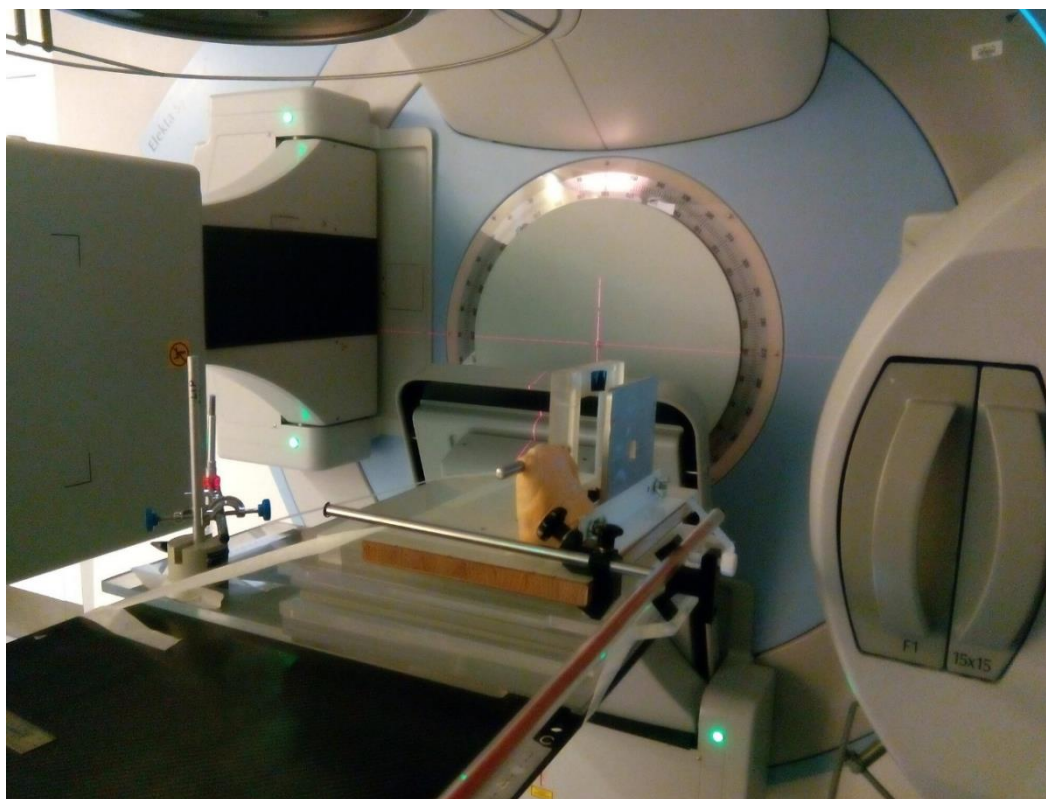


Figura Anexos -6. 2º Setup para medida do HVL

ANEXOS V. Colimadores utilizados

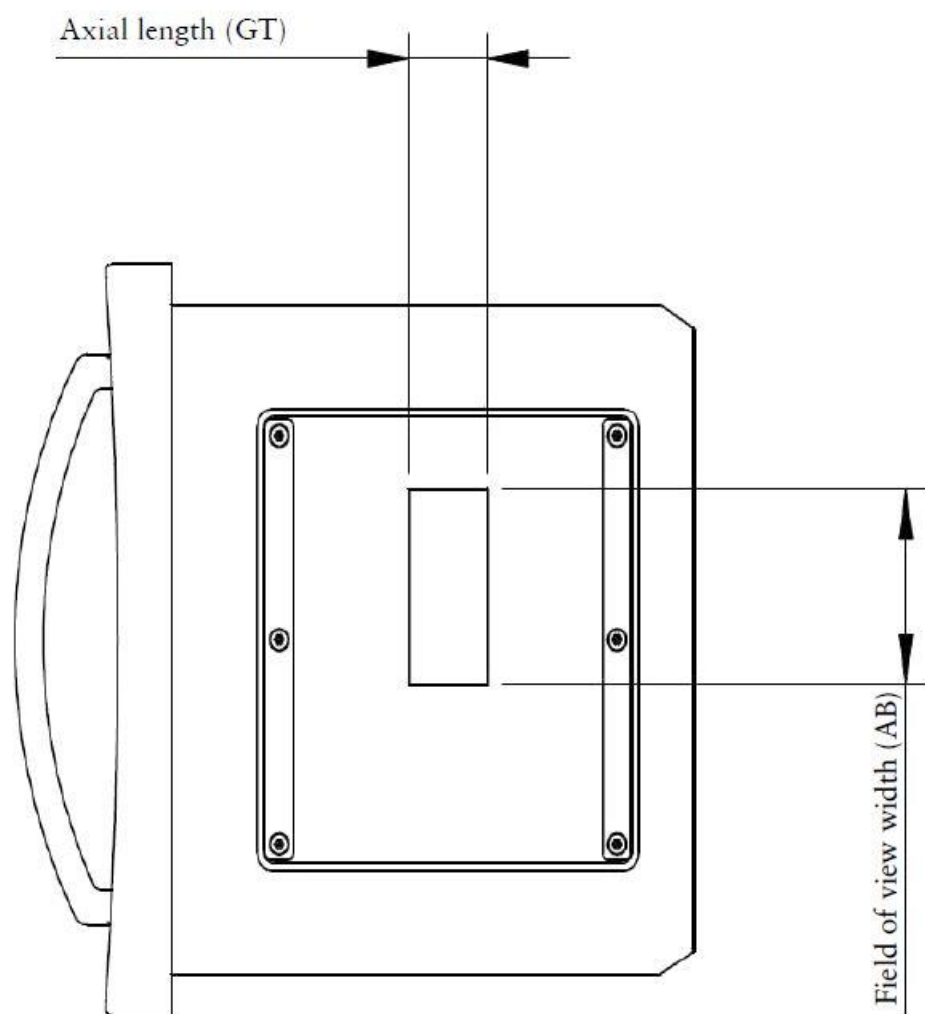


Figura Anexos -7. Esquema dos colimadores utilizados neste trabalho

Tabela Anexos-1. Campo de visão e respectiva descrição

Campo de Visão	Descrição
S	FOV pequeno
M	FOV médio

Tabela Anexos-2. Diferentes comprimentos axiais do campo utilizados neste trabalho

O comprimento axial do campo	Comprimento Axial – GT (mm)	Largura do Campo de visão – AB (mm)
15	178.5	276.7
20	276.7	276.7